Bestimmung linksventrikulärer Funktionsparameter mit Hilfe der zweidimensionalen Sektor-Echokardiographie

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu Bonn

vorgelegt von
Ulrike Funke
aus Traunstein

Bonn 1980

Bestimmung linksventrikulärer Funktionsparameter mit Hilfe der zweidimensionalen Sektor-Echokardiographie

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu Bonn

vorgelegt von
Ulrike Funke
aus Traunstein

Bonn 1980

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Priv. Doz. Dr. med. E. Grube

2. Gutachter: Priv. Doz. Dr. med. H. J. Biersack

Tag der mündlichen Prüfung: 26.8.1980

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus der Medizinischen Klinik (Kardiologie)
der Universität Bonn

Direktor: Professor Dr. A. Schaede

Druck: Richard Schwarzbold, 5305 Witterschlick b. Bonn

Inhaltsverzeichnis

		Seite
I.	Einleitung	7
II.	Ultraschalltechnik	12
2.1	Allgemeines	12
2.2	Darstellungsmethoden	13
2.2.1	Eindimensionale Methoden	13
2.2.2	Zweidimensionale Methoden	17
III.	Methodik	20
3.1	Patientengut	20
3.2	Geräte	22
3.2.1	M-Mode-Echokardiograph	22
3.2.2	Sektor-scanner	22
3.2.3	Elektronisches Bildauswertungs-System	23
3.3	Untersuchungsgang und Befundauswertung	24
3.3.1	Aufnahme der M-Mode-Echokardiogramme und deren Auswertung (EF_M , V_{cfM})	24
3.3.2	Aufnahme der Sektor-Echokardiogramme und deren Auswertung (EF_S , V_{cfS} , FF, V_F und Flächenmittelpunktsverschiebung	26

		Seite
IV.	Ergebnisse	
	Werte der einzelnen Patientengruppen	36
	4.1 Herzgesunde	40
	4.2 Patienten mit kompensierten Klappenerkrankungen	42
	4.3 Patienten mit dekompensierten Klappenerkrankungen	44
	4.4 Patienten mit kompensierter Kardiomyopathie	50
	4.5 Patienten mit dekompensierter Kardiomyopathie	52
	4.6 Patienten mit koronarer Herzkrankheit	56
	4.7 Zusammenfassende Darstellung der erhobenen Daten	59
V.	Diskussion	63
VI.	Zusammenfassung	74
VII.	Literatur	75
VIII.	Lebenslauf	83

I. Einleitung und Fragestellung

Die Echokardiographie stellt eine wertvolle diagnostische Methode in der Kardiologie dar, die sich besonders durch ihre ungefährliche und für den Patienten wenig belastende Anwendbarkeit sowie ihre beliebige Wiederholbarkeit auszeichnet und sich daher im Gegensatz zu invasiven diagnostischen Verfahren gut zu Verlaufskontrollen eignet.

Erste Versuche, Strukturen des menschlichen Herzens mittels Ultraschall darzustellen, wurden von KEIDEL (31) unternommen. Die klinische Anwendbarkeit des Verfahrens wurde von EDLER (10), EFFERT (11), FEIGENBAUM (13) und anderen erarbeitet.

Zunächst wurde im Rahmen der technisch weniger aufwendigen Verfahren die sogenannte M-Mode-Technik verbreitet. Sie ist durch ihr hohes zeitliches und örtliches Auflösungsvermögen sowie ihre besonderen Darstellungsmöglichkeiten für viele kardiologische Fragestellungen von Vorteil, z. B. bei der Funktionsdiagnostik von Klappenprothesen und zum Nachweis von Perikardergüssen.

Jedoch stellte sich bald heraus, daß die eindimensionale Ultraschalluntersuchung des Herzens mittels der M-Mode-Technik zur Beantwortung kardiologisch ebenfalls interessierender Fragen umso weniger geeignet ist, als Aussagen über weitere Dimensionen bzw. Flächen und Räume gemacht werden sollen.

Infolge dieser Limitationen der eindimensionalen Technik entstand der Wunsch, mittels Ultraschall auch zweidimensionale Darstellungen durchführen zu können, um Schnittbilder des Herzens in verschiedenen Ebenen zu erhalten. Es wurde die zweidimensionale Sektor-Echokardiographie entwickelt, die neue diagnostische Möglichkeiten eröffnet, die insbesondere auf der simultanen Aufnahme und Darstellung einer zweiten Dimension gegenüber dem M-Mode beruhen. Anwendung findet die neue Technik vor allem zur

Diagnostik bei Herzklappenerkrankungen und der koronaren Herzerkrankung, wie anhand einiger Beispiele gezeigt sei.

Zur Bestimmung des Schweregrades einer Mitralstenose kann die Mitralklappenöffnungsfläche im Sektor-scan direkt ausgemessen werden (27), wobei von mehreren Untersuchern eine ausgezeichnete Korrelation zwischen angiokardiographisch und sektor-echokardiographisch bestimmter Größe der Öffnungsfläche festgestellt wurde (24).

HESTENES u. a. (26) führten mittels zweidimensionaler Sektor-Echokardiographie bei Hunden Messungen der segmentalen Umfangsverkürzung des linken Ventrikels vor und nach artefiziellem Verschluß der linken Koronararterie durch.

Dabei erwies sich die Sektor-Echokardiographie als eine empfindliche Methode, um eine ischämisch bedingte segmentale Abnahme der linksventrikulären systolischen Umfangsverkürzung nachzuweisen und damit als brauchbare Untersuchungsmethode zur Diagnostik bei der KHK.

EATON et al. (8) führten verlaufskontrollierende Umfangsmessungen des linken Ventrikels bei Patienten mit frischem Myokardinfarkt durch, wie sie allein mit der zweidimensionalen Sektor-Echokardiographie möglich sind. Mit Zunahme der Länge des infarzierten Abschnittes und Abnahme der Wanddicke in diesem Bereich ergab sich nach ihren Feststellungen ein zunehmendes Letalitätsrisiko.

GRUBE et al. (25) gelang es mit Hilfe der zweidimensionalen Sektor-Echokardiographie linksventrikuläre Kontraktionsanomalien und Aneurysmen darzustellen, wobei sich gute Übereinstimmung mit angiokardiographischen Befunden ergab.

Die hier ausführlicher geschilderten Möglichkeiten der zweidimensionalen Untersuchungstechnik sollen nicht besagen, daß die eindimensionale Untersuchungstechnik im sogenannten M-Mode obsolet sei. Vielmehr ist eine Auswahl des Untersuchungsverfahrens

im Hinblick auf die bestehende Fragestellung erforderlich, so daß der M-Mode seine Berechtigung behalten wird.

In dieser Studie soll gezeigt werden, daß sich linksventrikuläre Funktionsparameter, wie sie vor Einführung der zweidimensionalen Technik ausschließlich im eindimensionalen sog. M-Mode gewonnen werden konnten, bei vielen Patienten mit Vorteil aus zweidimensionalen Echokardiogrammen in der "short axis" berechnen lassen.

Hierzu sollen die bisher vorwiegend subjektiv bewerteten Sektor-Echokardiogramme quantifiziert und die erhaltenen Daten mit analogen Daten der M-Mode-Untersuchung verglichen werden.

Zur Berechnung linksventrikulärer Funktionsparameter wie Ejektionsfraktion (EF) und circumferentieller Faserverkürzungsgeschwindigkeit (V_{cf}) aus dem M-Mode müssen bestimmte Voraussetzungen ("assumptions", FEIGENBAUM (13)) erfüllt sein, die die Anwendbarkeit der Methode bei einer Vielzahl von Patienten einschränken.

Zur Berechnung der EF und V_{cf} ist eine Umfangs- bzw. Volumenberechnung des linken Ventrikels erforderlich. Die M-Mode-Untersuchung gestattet jedoch nur die Erhebung eines einzigen linearen Meßwertes, nämlich des kleinen Durchmessers des linken Ventrikels. Dieser lineare Meßwert muß zur Bestimmung des Ventrikelumfangs mit π multipliziert, zur Volumenberechnung in die dritte Potenz erhoben werden, wodurch ein etwaiger Meßfehler sich stark auswirkt.

Echokardiographisch-eindimensional durchgeführte Volumenbestimmungen des linken Ventrikels korrelieren zwar nach Untersuchungen von FEIGENBAUM (16,17) mit angiokardiographischen Vergleichsmessungen, können jedoch nur Annäherungswerte liefern, die dazu nur unter folgenden Voraussetzungen (sog. "assumptions", FEIGENBAUM) gelten:

1. Der linke Ventrikel soll der geometrischen Form eines Rota-

tionsellipsoides entsprechen.

2. Hierbei sollen die beiden kurzen Achsen gleich lang sein ($D_1 = D_2$).
3. Die lange Achse soll die doppelte Länge einer kurzen Achse besitzen ($L = 2D$).
4. Der linke Ventrikel soll sich in allen Wandabschnitten gleichmäßig weit und schnell kontrahieren.
5. Der im M-Mode bestimmbare Durchmesser des linken Ventrikels sollder Länge einer kurzen Achse entsprechen.

Trifft auch nur eine dieser notwendigen Annahmen im Einzelfall nicht zu, so muß der aus dem M-Mode berechnete Wert vom tatsächlichen Wert abweichen.

Daher sind von vornherein folgende Patientengruppen zur Bestimmung linksventrikulärer Funktionsparameter aus dem M-Mode ungeeignet:

1. Patienten mit rechtsventrikulärer Volumenüberlastung, da hier die beiden kurzen Achsen infolge der Deformierung des Rotationsellipsoides nicht gleich lang bleiben ($D_1 \neq D_2$).
2. Patienten mit Kardiomegalie verschiedener Aetiologie ($D \neq L/2$).
3. Patienten mit paradoxer Septumbeweglichkeit, da sich der im M-Mode bestimmbare Ventrikeldurchmesser hierbei systolisch nicht verkleinert.
4. Patienten mit Rhythmusstörungen, die zu abnormen Kontraktionsabläufen führen.
5. Patienten mit koronarer Herzkrankheit oder Herzwandaneurysmen, bei denen segmentale Kontraktilitätsanomalien bestehen.

Im zweidimensionalen Sektorscan läßt sich jedoch unabhängig von den für Messungen im eindimensionalen M-Mode zu machenden Annahmen die Querschnittsfläche des linken Ventrikels in der betrachteten Ebene direkt bestimmen. Die systolische Flächenverkleinerung kann unabhängig von paradoxen Septumbewegungen oder segmentalen Kontraktionsanomalien ausgemessen werden. Die Unter-

suchung mit Hilfe des zweidimensionalen Sektorscan ermöglicht somit die Erhebung linksventrikulärer Kontraktilitätsparameter auch dort, wo die M-Mode-Echokardiographie nicht anwendbar ist.

Die datenmäßige Aufarbeitung der im Sektor-Echokardiogramm enthaltenen Flächeninformationen erlaubt darüberhinaus die Festlegung des Flächenmittelpunktes des betrachteten Ventrikelquerschnittes und ermöglicht Aussagen über die Verlagerung dieses Mittelpunktes während des Herzzyklus. Zur Bewertung dieser nur im Sektor-Echokardiogramm, nicht dagegen im M-Mode enthaltenen Information soll untersucht werden, wie sich diese sog. Schwer - punktswanderung bei vorliegendem Herzklappenfehler, bei koronarer Herzkrankheit, insbesondere bei Zuständen nach Myokardinfarkt und einigen weiteren ausgewählten Herzerkrankungen verhält. Richtung und Ausmaß der diastolisch-systolischen Mittelpunktsverschiebung sollen bestimmt und zu den pathophysiologischen Mechanismen der zugrunde liegenden Herzerkrankung in Beziehung gesetzt werden.

II. Ultraschalltechnik

2.1 Allgemeines

Unter Ultraschall versteht man Schallwellen, die mit ihrer Frequenz von mehr als 20.000 Hz über dem menschlichen Hörbereich liegen.

Aufgrund seiner physikalischen Eigenschaften findet Ultraschall sowohl in der Technik als auch in der Medizin Anwendung.

Zum Verständnis der Anwendbarkeit des Ultraschalls im medizinisch-diagnostischen Bereich sei zunächst das Phänomen der akustischen Impedanz (z) erläutert. Sie stellt das Produkt aus der Dichte (ϱ) des beschallten Mediums und der Schallgeschwindigkeit (v) in diesem betreffenden Medium dar:

$$z = \varrho \cdot v$$

Nach den auch auf Ultraschall anwendbaren Gesetzen der Strahlenoptik erfolgt an Grenzflächen von Medien mit unterschiedlicher akustischer Impedanz eine Beeinflussung des geradlinigen Strahlenganges im Sinne von Transmission, Reflexion und Beugung. Ebenfalls den Gesetzen der Strahlenoptik genügend hängt das Verhältnis der reflektierten zur durchgehenden Schallenergie vom Einfallswinkel ab, wobei im hier betrachteten Sonderfall des senkrechten Einfalles des Schallstrahles auf eine Grenzfläche unterschiedlicher akustischer Impedanzen der Reflex ebenfalls senkrecht erfolgt und somit auf der betrachteten Schallsendelinie zurückläuft, um nach Auskopplung aus dem Körper zum Ursprung zurückkehren.

Der Ultraschallstrahl wird durch elektrische Erregung eines geeigneten elektromechanischen Wandlers erzeugt und in Form eines Strahles gebündelt. Durch Ankopplung des Schallkopfes an die Haut mittels Kontaktgels werden starke Schallintensitätsverluste, die auf den unterschiedlichen akustischen Impedanzen der festen Medien gegenüber der Luft beruhen, auf ein tolerables Maß beschränkt.

Nur der kleine Teil des ausgesandten Schallstrahles, der von verschiedenen Grenzflächen nach streckenproportionalen Laufzeiten senkrecht reflektiert wird, erreicht wieder den Schallkopf. Hier wird die auftreffende akustische Energie durch den nun umgekehrt betriebenen elektroakustischen Wandler in elektrische Impulse gewandelt, die der elektronischen Auswertelogik und der Anzeigeeinheit zugeführt werden.

2.2. Darstellungsverfahren

2.2.1 Eindimensionale Verfahren

Drei Verfahren zur eindimensionalen Sichtbarmachung der Ultraschallreflexe sind gebräuchlich.

Im Verfahren der Amplitudenmodulation (A-Mode) wird zeitgleich mit der Aussendung eines Ultraschallimpulses der Ablauf des Elektronenstrahles einer Bildröhre auf der x-Achse gestartet. Die empfangenen Ultraschallreflexe werden dazu benutzt, den darstellenden Elektronenstrahl in der y-Achse auszulenken. Schallgeschwindigkeit und Geschwindigkeit der x-Ablenkung sind in einem bekannten Maßstab zueinander geeicht. Somit kann die Intensität der Echos dem Maß der Auslenkung auf der y-Achse des abbildenden Systems entnommen werden, während auf der x-Achse die laufzeitabhängige Lage der Echos und somit die Entfernung der schallreflektierenden Strukturen abgelesen werden kann.

Im Verfahren der Brightness-Modulation (B-Mode) wird ebenso wie im A-Mode auf der x-Achse einer Bildröhre die Entfernung der schallreflektierenden Strukturen dargestellt. Die Intensität der empfangenen Signale wird jedoch nicht auf der y-Achse durch Auslenkung, sondern ebenfalls im Verlaufe der x-Achse durch Helligkeitsmodulation der aufeinanderfolgenden Darstellungspunkte angezeigt. Damit wird die y-Achse für einen weiteren Darstellungsmodus (Time-Motion-Verfahren, M-Mode) frei.

Auch die Darstellung im sog. M-Mode wird noch zu den eindimensionalen Verfahren gerechnet, obwohl als neue Dimension die Zeit eingeführt wird. Wird die gesamte, auf einer x-Linie des B-Mode enthaltene Echoinformation in y-Richtung mit konstanter Geschwindigkeit in Bewegung gesetzt, so entsteht ein in y-Richtung zeitlich variables Bild, in dem ruhende Strukturgrenzen als in y-Richtung gerade verlaufende Linien dargestellt werden, während die Echos bewegter Strukturen als auch in y-Richtung verlaufende, jedoch in x-Richtung ausgelenkte Linien abgebildet werden.

Durch Austausch der xy-Ablenkungsrichtung kann das Bild um 90° gedreht werden und entspricht dann dem sog. M-Mode (Abb. 1).

Ein weiterer wichtiger Begriff in der Ultraschalltechnik ist das "scanning". Dieses der Radartechnik entlehnte Wort bedeutet Abtasten oder Überstreichen; hier soll es andeuten, daß der Schallstrahl in zeitlicher Aufeinanderfolge durch geeignete Führung das Schallemitters unterschiedliche Verläufe nimmt. Von besonderer Bedeutung in der kardiologischen Untersuchungstechnik ist der sog. "T-M-Scan". Hierbei wird der Schallstrahl auf unterschiedliche Weise so geführt, daß er einen Winkel durchläuft, in dessen Scheitel der Aufsetzpunkt des Schallkopfes konstant gehalten wird. So wird z. B. beim sog. M-Mode-scan der Schallstrahl bei konstantem Aufsatzpunkt von Hand so geführt, daß er langsam vom Apex zur Aortenwurzel wandert und nacheinander die durchlaufenen Herzabschnitte im M-Mode dargestellt (Abb. 2).

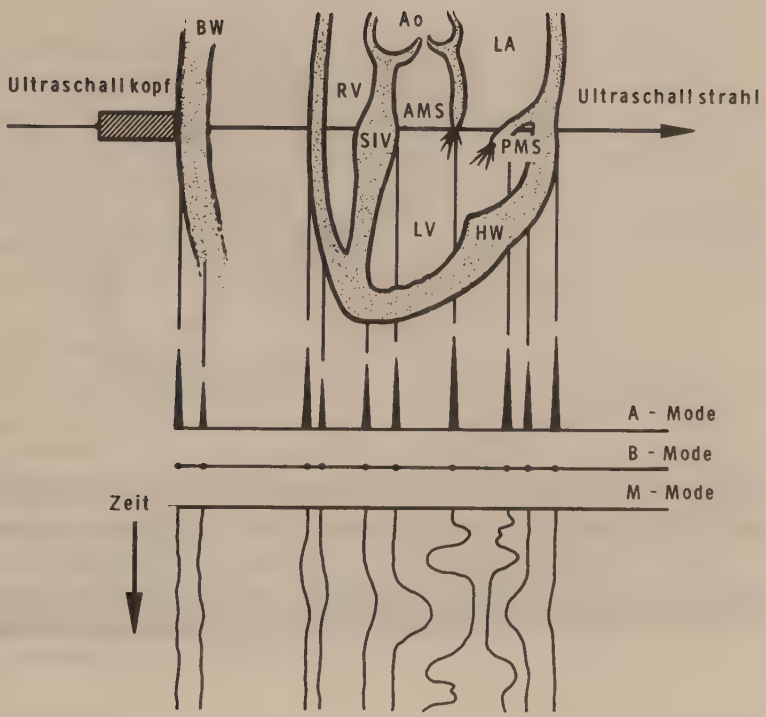

Abb. 1 : Darstellung von A→ , B- und M-Mode (n. REINDELL)
BW = vordere Thoraxwand, RV = rechter Ventrikel,
Ao = Aorta, SIV = interventrikuläres Septum,
LA = linker Vorhof, LV = linker Ventrikel,
HW = Hinterwand, AMS = vorderes Mitralsegel,
PMS = hinteres Mitralsegel

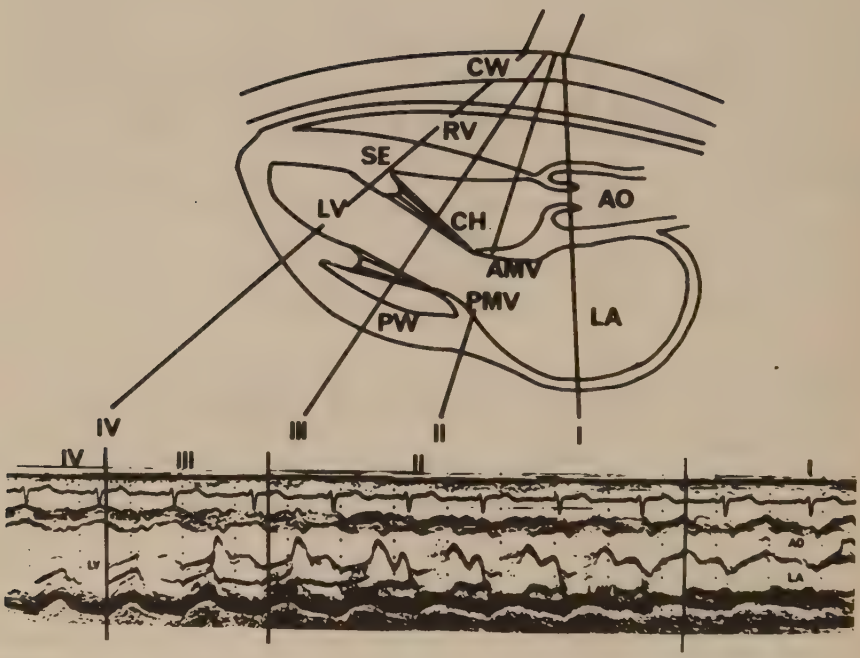

Abb. 2 : oben : Schematischer Herzlängsschnitt mit vier charakteristischen Einstellungen des Ultraschallkopfes.
unten : Original M-Mode-scan, wie er bei Schwenkung des Schallkopfes von Position I nach Position IV registriert wird.

CW = vordere Thoraxwand, RV = rechter Ventrikel,
SE = interventrikuläres Septum, Ao = Aorta
CH = Chordae tendineae, PW = Hinterwand,
LA = linker Vorhof, LV = linker Ventrikel
AMV = vorderes und PMV = hinteres Mitralsegel

2.2.2 Zweidimensionale Verfahren

Nach der Standardisierung der M-Mode-Technik wurde nach Möglichkeiten zur Darstellung von Schnittbildern des Herzens gesucht. Zu unterscheiden sind hier die älteren Verfahren, bei denen stationäre Bilder aus Einzelinformationen zahlreicher Herzzyklen zusammengesetzt werden und die neueren "Real-Time"-Verfahren, bei denen das Bild durch schnelles scanning entsteht und dadurch auch Bewegungsabläufe wie die Herzkontraktion und Herzklappenbewegungen in Echtzeit sichtbar gemacht werden können.

Eines der ersten brauchbaren Geräte wurde 1967 in Japan von EBINA et al. (9) entwickelt. KING (32) arbeitete an einem EKG-getriggerten "compound-B-scanning", einem Vorläufer des sog. "Cardio-Neuner-Tors", das neun Momentaufnahmen von verschiedenen Zeitpunkten des Herzzyklus wiedergeben kann.

WAAG und GRAMIAK (47) entwarfen ein kompliziertes System von geringer klinischer Anwendbarkeit, bei dem mit Hilfe eines Computers bestimmte Abschnitte eines M-Mode-scan zu einem Querschnittsbild zusammengesetzt werden.

Bei den modernen Sektorscangeräten wird der Schallstrahl durch motorische oder elektronische Steuerung mit so hoher Geschwindigkeit durch den zu betrachtenden Sektor geführt, daß dieser Sektor in einer gegenüber der Herzzykluslänge kurzen Zeit vollständig abgetastet wird und nach Darstellung auf dem Bildschirm Momentaufnahmen liefert. Die schnelle Sequenz der Momentaufnahmen vermittelt den Eindruck eines in Echtzeit bewegten Bildes.

In der Scantechnik konkurrieren heute motorisch angetriebene Einfachschallköpfe mit elektronischen Multielementschallköpfen, wie sie erstmals von BOM (1) eingeführt wurden.

Mechanisch bewegte Einfachschallköpfe tasten Sektoren bis zu 60^{o} ab, wobei sich infolge der schnellen Bewegung störende Vibrationen

ergeben. Es können 30-45 Bilder pro Sekunde mit einer Auflösung von 108-125 Echolinien pro Sektor aufgenommen werden. Vorteilhaft wirkt sich der kleine Schallkopfdurchmesser aus, der eine exakte Führung von Hand ermöglicht und das gesamte echokardiographische Fenster gut nutzt.

Nach dem "phased-array"-Prinzip arbeitende elektronisch gesteuerte Multielementschallköpfe bestehen aus 16-32 Einzelelementen, die durch sequentielle Ansteuerung den Lauf der Schallwellenfront und die Ultraschallstrahlrichtung sehr schnell zu ändern gestatten, wodurch größere Sektoren bis hin zu 85° abgetastet werden können, andererseits mit einer Auflösung von 256 Echolinien pro Sektor eine bessere Detaildarstellung erreicht wird. Zudem arbeitet die elektronische Steuerung ohne unangenehme mechanische Begleiterscheinungen (Abb. 3).

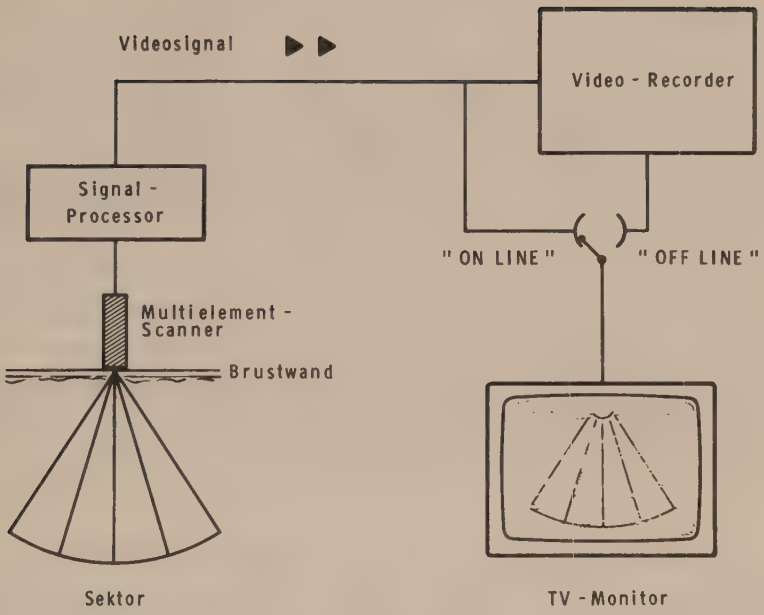

Abb. 3 : Entstehung eines zweidimensionalen Bildes auf dem Fernseh-(TV) Monitor

III. Methodik

3.1 Patientengut

Die nachfolgenden Untersuchungen wurden an 39 Personen durchgeführt, die nach Maßgabe ihres kardialen Zustandsbildes in 6 Gruppen eingeteilt wurden, die im Folgenden beschrieben werden sollen:

Gruppe 1 : Diese Gruppe umfaßt sechs freiwillige Probanden, bei denen sich aufgrund der klinischen, radiologischen und elektrokardiographischen Untersuchungen kein Anhalt für eine Herzerkrankung ergeben hatte. Es handelt sich um vier Männer und zwei Frauen mit einem Durchschnittsalter von 26 Jahren (21-29 Jahre).

Gruppe 2 : Hier wurden fünf Patienten eingeordnet, die alle einen Herzklappenfehler hatten, ohne daß klinisch kardiale Insuffizienzerscheinungen festgestellt worden wären und somit der Klappenfehler als kompensiert angesehen werden mußte. Es handelt sich um vier Frauen und einen Mann mit einem Durchschnittsalter von 31 Jahren (15-50 Jahre).

Zwei Patienten zeigten eine Mitralinsuffizienz, ein Patient eine Mitralstenose, ein Patient hatte eine juvenile Aortenklappenstenose und ein Patient eine Mitralstenose mit begleitender Aortenklappeninsuffizienz.

Gruppe 3 : Diese Gruppe umfaßte 10 Patienten, die ebenfalls einen Herzklappenfehler hatten, jedoch im Gegensatz zu den in Gruppe 2 aufgeführten Patienten kardiale Dekompensationserscheinungen aufwiesen. Es handelt sich um drei Männer und sieben Frauen mit einem Durchschnittsalter von 57 Jahren (44-69 Jahre).

Vier Patienten hatten eine Mitralstenose, drei Patienten ein kombiniertes Mitralvitium, ein Patient ein kombiniertes Mitralvitium mit begleitender Aortenstenose, ein Patient eine Mitralstenose mit begleitender Aortenstenose und ein Patient ein multivalvuläres Vitium.

Gruppe 4: Diese Gruppe umfaßt drei Patienten mit hypertropher Kardiomyopathie ohne kardiale Dekompensationszeichen. Es handelt sich um zwei Frauen und einen Mann mit einem Durchschnittsalter von 40 Jahren (27-57 Jahre).

Gruppe 5: In dieser Gruppe wurden sechs Patienten mit kongestiver Kardiomyopathie eingeordnet, bei denen kardiale Dekompensationszeichen vorlagen. Es handelt sich um vier Männer und zwei Frauen mit einem Durchschnittsalter von 41 Jahren (23-67 Jahre).

Gruppe 6: Diese Gruppe besteht aus neun Patienten mit koronarer Herzkrankheit, von denen acht einen elektrokardiographisch und laevokardiographisch gesicherten Myokardinfarkt durchgemacht hatten (sechs Vorderwandinfarkte, ein Hinterwandinfarkt sowie ein kombinierter Vorder- und Hinterwandinfarkt). Ein Patient wies eine akinetische Zone im dorsalen Septumbereich ohne bekannten Infarkt auf. Es handelt sich um acht Männer und eine Frau mit einem Durchschnittsalter von 53 Jahren (45-68 Jahre).

3.2 Geräte

3.2.1 M-Mode-Echokardiograph

Die M-Mode-Aufzeichnungen wurden mit dem Picker-Echoview 80 C und einem bei 7,5 cm fokussierten 2,25 MHz Schallkopf durchgeführt. Mit einem Honeywell UV-Schreiber wurden die Echokardiogramme auf Fotopapier übertragen.

3.2.2 Sektor-Scanner

Für die zweidimensionalen "Real-Time"-Aufzeichnungen verwendeten wir zwei verschiedene Geräte, den mechanischen Sektorscanner „PICKER CARDIAC IMAGER" und ein im Schallkopfbereich elektronisch arbeitendes Gerät vom Typ ROCHE RT 400.

Bei ersterem Gerät tastet der rotierende, auf 7,5 cm fokussierte 2,25 MHz-Schallkopf einen Kreissektor von 30, 45 oder 60° ab. Pro Sekunde entstehen 30-45 Bilder mit jeweils 108-134 einzelnen Echolinien (einstellbar). Die Aufnahmen werden simultan auf einem Videorekorder gespeichert und können nach der Aufzeichnung im Schnell- sowie im Langsamlauf wie auch als Einzelbilder abgespielt werden.

Das zweite Gerät arbeitet nach dem „Phased-array-Prinzip" und enthält einen Multielementschallkopf bestehend aus 16 Doppelelementen mit jeweils einem 2,25 MHz und einem 3,5 MHz-Anteil. Der elektronisch gesteuerte und dynamisch fokussierte Schallstrahl durchläuft einen Sektor von wahlweise 55° oder 85° mit einer Zyklusfrequenz von 30 Hz, die den Aufbau von 60 Bildern/sec mit einer Zeilendichte von 256 Abtastlinien/Sektor erlaubt.

Die zeitliche Zuordnung der Bilder zu den entsprechenden Phasen des Herzzyklus erfolgt durch das ebenfalls auf dem Videoband aufgezeichnete EKG, das bei Wiedergabe in die Bilddarstellung eingeblendet werden kann. Die in dieser Studie verwandten Ein-

zelbilder wurden über Stopbildverfahren auf Polaroidphotos übertragen und ausgewertet.

3.2.3 Bildauswertungs-System

Zur quantitativen Auswertung der Polaroid-Bilder wurde das halbautomatische Bildauswertungs-System MOP verwendet, das nach dem Magnetostriktionsprinzip arbeitet. Das Foto wird auf ein spezielles Tablett gelegt, von dessen Seiten Strompulse ausgehen, die in den magnetisierten, unterhalb der Tablettfläche in x-y-Richtung verlaufenden Stahldrähten magnetostriktive Pulse erzeugen. Im Auswertestift bzw. Cursor, mit dem die zu bestimmenden Punkte angetastet, bzw. zu messende Flächen umfahren werden, befindet sich eine Empfängerspule. Diese Spule nimmt die vom jeweils angetasteten Punkt der Matrix ausgehende Information auf und nimmt durch Decodierung der in den magnetostriktiven Pulsen enthaltenen x-y-Information gleichzeitig die flächige Zuordnung mit Hilfe der nachgeschalteten Datenverarbeitung vor. Durch diese elektronische Messung erhält man somit die Koordinaten der angetasteten Bildpunkte. Ein Mikrocomputer berechnet dann je nach Programmierung Strecken, Unfang und Schwerpunktskoordinaten der eingegebenen Bilder.

3.3 Untersuchungsgang und Befundauswertung

3.3.1 Aufnahme der M-Mode-Echokardiogramme und deren Auswertung

Die M-Mode-Untersuchungen wurden nach der Standardmethode durchgeführt, nach der der Schallkopf im 3. oder 4. Intercostalraum links parasternal aufgesetzt wird. Um die linksventrikulären Dimensionen exakt ausmessen zu können, wurde besondere Sorgfalt auf eine gute Darstellung der das Cavum des linken Ventrikels begrenzenden Strukturen gelegt, also des linksventrikulären hinteren Endokards und des Septum interventrikulare.

Zur Bestimmung des enddiastolischen Ventrikeldurchmessers (D_d) wurde zum Zeitpunkt der Q-Zacke der Abstand zwischen Septum und hinterem Endokard ausgemessen (35). Zur Bestimmung des endsystolischen Ventrikeldurchmessers (D_s) wurde der kleinste Abstand zwischen den genannten Strukturen vermessen (15), wie in Abb. 4 dargestellt.

Aus D_d und D_s lassen sich sowohl Einzelschlagvolumen als auch die Ejektionsfraktion berechnen, wenn wie bereits oben erläutert, bestimmte Voraussetzungen gegeben sind.

Hierzu wird der linke Ventrikel vereinfachend als Rotationsellipsoid angesehen, dessen Volumen

$$(1) \quad V = \frac{\pi}{6} \cdot D_1 \cdot D_2 \cdot L$$

beträgt (7,43).

Werden die beiden kurzen Durchmesser D_1 und D_2 als gleichlang angenommen (44) und die Länge L = 2 D gesetzt (19), so reduziert sich (1) zu

$$(2) \quad V = \frac{\pi}{3} \cdot D^3 \quad .$$

Bei den hier durchgeführten Berechnungen wurde die von TEICHHOLZ (46) nach angiokardiographischen Vergleichsmessungen korrigierte Formel

$$(3) \qquad V = \frac{7}{2{,}4 + D} \cdot D^3 \qquad \text{verwandt.}$$

Die Differenz aus enddiastolischem und endsystolischem Volumen entspricht dem Schlagvolumen (SV). Die Ejektionsfraktion (EF) ergibt sich als prozentualer Anteil des Schlagvolumens SV am enddiastolischen Volumen (V_d):

$$(4) \qquad EF\ \% = \frac{SV}{V_d} \cdot 100 \quad .$$

Mit der Ejektionsfraktion ist so ein erster Parameter zur Bestimmung des Funktionszustandes des linken Ventrikels berechnet.

Einen zweiten wichtigen Parameter zur Beurteilung der linksventrikulären Kontraktilität stellt die mittlere circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit (mittlere V_{cf}) dar, die ebenfalls leicht aus dem M-Mode berechnet werden kann (5,6,18,22,34,36).

Dazu wird die Differenz aus enddiastolischem und endsystolischem Ventrikelumfang durch die Ejektionszeit (E.T.) dividiert:

$$(5) \quad \text{mittlere } V_{cf} = \frac{\pi D_d - \pi D_s}{E.T.} \ (cm/s) \quad .$$

Um diesen Parameter bei verschiedenen Ventrikelgrößen vergleichen zu können, wird er auf die enddiastolische Zirkumferenz bezogen und ergibt dann einen Wert in Zirkumferenzen/Sekunde (circ/s):

$$(6) \quad \text{mittlere normierte } V_{cf} = \frac{D_d - D_s}{D_d \times E.T.} \ (circ/s) \quad .$$

Die mittlere normierte V_{cf} stellt eine für die klinische Routinediagnostik gebräuchliche Größe dar. Im Folgenden wird unter V_{cf} immer diese Größe verstanden.

Studien, bei denen die mittlere V_{cf} mittels Thermodilution ermittelt wurde, zeigten, daß sich mit Hilfe dieses Parameters gute und schlechte Ventrikelfunktionen unterscheiden ließen (21). GAULT u. a. (20) zeigten, daß sich mit Hilfe der V_{cf} suffiziente von insuffizienten Ventrikeln abgrenzen ließen, ähnliche Ergebnisse erzielten KARLINER u. a. (29).

Die Berechnung der maximalen V_{cf} ist weitaus komplizierter und findet zu wissenschaftlichen Zwecken, wie z. B. zur Bestimmung von Wirkungsgrad und Therapieerfolg von herzwirksamen Pharmaka Anwendung (45).

Die zur Berechnung der V_{cf} notwendige E.T. kann aus der gleichzeitig mit dem M-Mode registrierten Carotispulskurve entnommen oder als Aortenklappenöffnungszeit direkt aus dem M-Mode abgelesen werden.

3.3.2 Aufnahme der Sektor-Echokardiogramme und deren Auswertung

Im Anschluß an die M-Mode-Untersuchungen wurden die zweidimensionalen Aufnahmen mit dem jeweils zur Verfügung stehenden Gerät durchgeführt. Es wurden Querschnitte des Herzens in der "short axis" aufgenommen, also in einer Aufnahmeebene, die senkrecht zur anatomischen Längsachse des Herzens steht. Von den zahlreichen möglichen parallelen Ebenen wurde eine Ebene unterhalb der Mitralklappe auf Höhe der Papillarmuskelspitzen gewählt, weil diese Ebene der Verlaufsrichtung des Echostrahles im M-Mode am meisten entspricht. Bei Herzgesunden stellt sich der linke Ventrikel in der "short axis" als zirkuläre doppelkonturige Struktur dar. Auf Höhe der Papillarmuskeln wird die Kreisform der Endokardlinie durch die ins Lumen vorspringenden Papillarmuskeln unterbrochen (Abb. 6). Es wurde besonders darauf geachtet,

eine Verzerrung der Ventrikelform durch tangentiales Anschneiden des Ventrikels zu vermeiden (Abb. 5, Abb. 6).

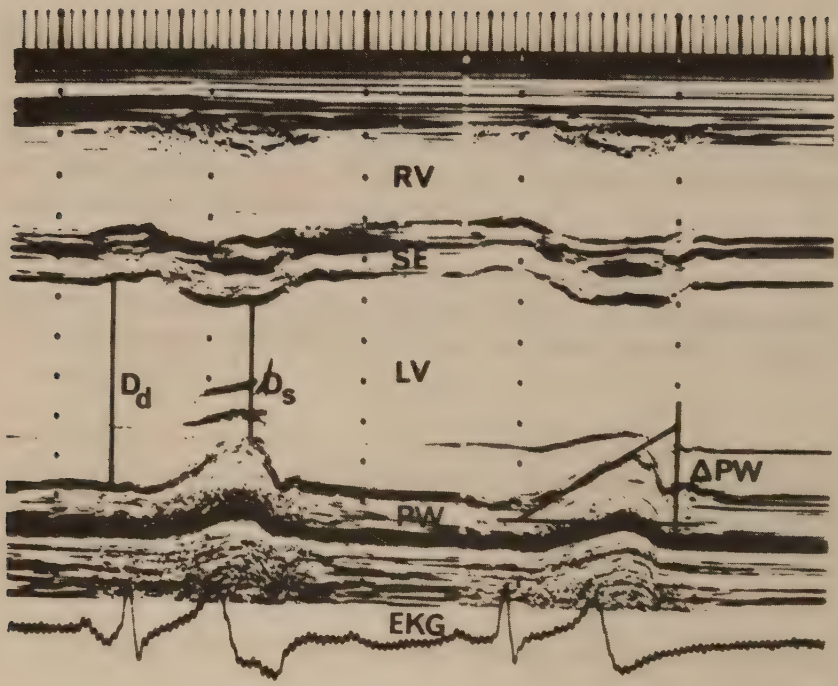

Abb. 4 : Echokardiographische Meßgrößen in einem normalen linken Ventrikel.
RV = rechter Ventrikel, SE = interventrikuläres Septum, LV = linker Ventrikel, PW = Hinterwnad, D_s = endsystolischer und D_d = enddiastolischer interner Diameter, ΔPW = Geschwindigkeit des Hinterwandanstieges

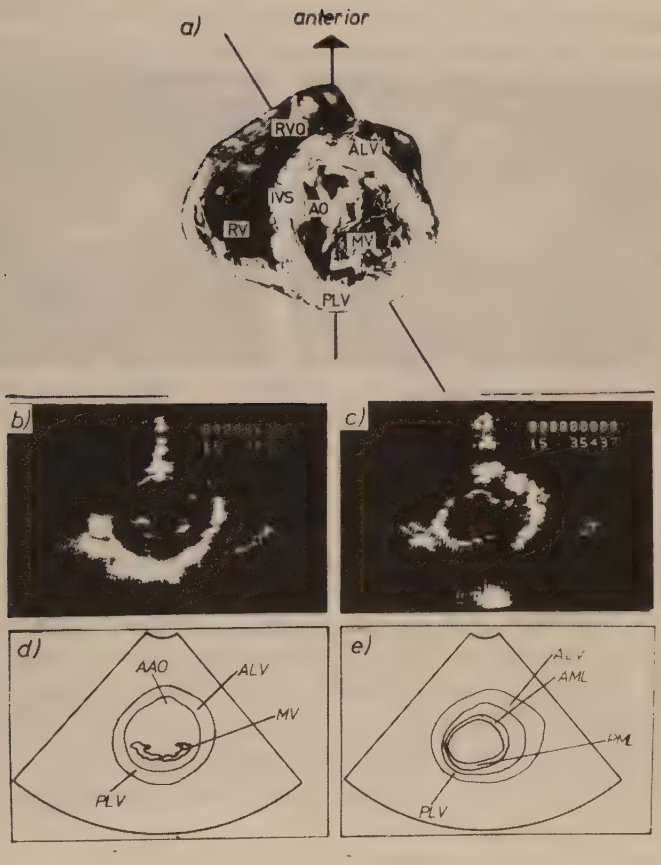

Abb. 5 a-e :

"short-axis"-Herzschnitte in Höhe des Schlußrandes der Mitralklappe. a) anatomisches Präparat; b) systolisches und c) diastolisches Ultraschallschnittbild; d) und e) Schemazeichnung zu b) und c).

RVO = rechtsventrikulärer Ausflußtrakt, RV = rechter Ventrikel, IVS = interventrikuläres Septum, ALV = linksventrikuläre Vorderwand, PLV = linksventrikuläre Hinterwand, Ao = aortale Ausflußbahn, MV = Mitralklappe, AML = vorderes Mitralsegel, PML = hinteres Mitralsegel

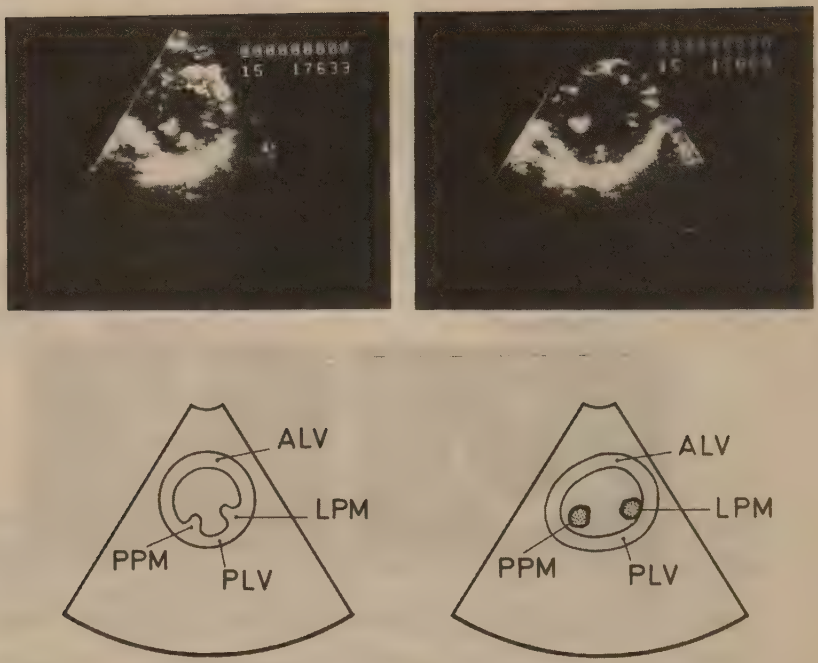

Abb. 6 : "short-axis" Herzschnitte in Höhe der Papillarmuskeln. Ultraschallschnittbild und Schemazeichnung
links: Systole rechts: Diastole

ALV = linksventrikuläre Vorderwand
PLV = linksventrikuläre Hinterwand
LPM = lateraler Papillarmuskel
PPM = posteriorer Papillarmuskel

Über Stopbild wurden dann die ausgewählten Ventrikelquerschnitte in Enddiastole und Endsystole auf Polaroidbilder übertragen. Die Sysnchronisation zum Herzzyklus erfolgte wieder über das bei der Registrierung mitgeschriebene EKG.

Nach nochmaligem Abspielen des Videobandes wurden unter dem Eindruck des bewegten Bildes, das eine erheblich bessere Detailauflösung als das statische Bild besitzt, die im Einzelfall nicht immer deutlichen Endokardlinien nachgezeichnet, da hier deutliche Konturen zur nachfolgenden Auswertung in der computerisierten Bildauswertungslogik erforderlich sind. Mit Hilfe des Auswertungsgerätes wurden dann jeweils der Umfang der Endokardlinie, die vom Endokard begrenzte Fläche und die Flächenmittelpunktskoordinaten des Ventrikelquerschnittes bestimmt, wie in Abb. 8 dargestellt.

Aus den gewonnenen Daten wurden dann in Analogie zum Vorgehen bei den M-Mode-Messungen ebenfalls Kontraktilitätsparameter berechnet.

Zunächst wurde die EF_S berechnet. Hierzu wurde aus der Größe der vom Bildauswertungsgerät direkt ausgegebenen Querschnittsfläche, die zur Ermittlung eines „Scheinradius" als ideale Kreisform gedacht wurde, der mittlere Ventrikeldurchmesser für Diastole und Systole rückgerechnet nach der Formel

$$(7) \qquad D = 2r = 2\sqrt{\frac{F}{\pi}}$$

Damit wurde im Gegensatz zum zufällig getroffenen Durchmesser des M-Mode ein Mittelwert für den Ventrikeldurchmesser gewonnen, der als zwar fiktiver Wert jedoch die inhaerente Genauigkeit der direkten Flächenmessung beinhaltet.

Dieser Wert D (7) diente weiter zur Ermittlung der EF_S nach (3)

und (4).

Anschließend wurde die V_{cf} aus den Daten der zweidimensionalen Messungen berechnet.

Hierzu wird die Formel (6) wie folgt transformiert:

$$(8) \qquad V_{cf} = \frac{\pi (D_d - D_s)}{\pi D_d \times E.T.} \text{ (circ/s)}$$

$$(9) \qquad V_{cf} = \frac{U_d - U_s}{U_d \times E.T.} \text{ (circ/s)}$$

wobei U_d und U_s die direkt dem Bildauswertungsgerät entnommenen diastolischen und systolischen Umfänge der inneren bzw. endokardialen Grenze des linken Ventrikels darstellen.

Infolge der direkten Flächendarstellungen bei der Sektor-scan-Untersuchung lag es nahe, die diastolisch-systolischen Flächenveränderungen zueinander und weiter auch zum zeitlichen Ablauf des Herzzyklus in Beziehung zu setzen, um ohne weitere Umrechnungen eine der Zweidimensionalität der Untersuchung adaequate Ausdrucksform zu erreichen.

Hierzu bietet sich an, in Analogie zur dreidimensional entstehenden Ejektionsfraktion eine direkt bestimmbare zweidimensionale Flächenkontraktionsfraktion nach dem Ausdruck

$$(10) \qquad FF\,\% = \frac{F_d - F_s}{F_d} \cdot 100$$

zu berechnen, um diese später auf ihre Aussagekraft als Kontrak-

tilitätsparameter zu untersuchen.

In Analogie zur eindimensional entstehenden V_{cf} soll darüberhinaus ebenfalls aus den direkt zur Verfügung stehenden Daten die zweidimensionale Flächenkontraktionsgeschwindigkeit nach dem Ausdruck

$$(11) \qquad V_F = \frac{F_d - F_s}{F_d \times E.T.} \ (F/s)$$

bestimmt werden.

Die Dimension beträgt in Analogie zu Zirkumferenzen/Sekunde bei der V_{cf} hier Flächeneinheiten/Sekunde = (F/s).

Die Berechnung der hier neu eingeführten Parameter Flächenkontraktionsfraktion und Flächenkontraktionsgeschwindigkeit aus den Sektorscan-Daten erscheint aus dem Grunde berechtigt, als zu ihrer Gültigkeit und Aussagekraft als Funktionsparameter keine Annahmen im Sinne der von FEIGENBAUM (13) genannten sog. "assumptions" gemacht werden müssen.

Flächenmittelpunktsverschiebung

Die datenverarbeitungsgestützte Bildanalyse erlaubt neben den bereits aufgeführten Werten weiter die Festlegung der integralen Flächenmittelpunkte (sog. Schwerpunkte) für den diastolischen und den systolischen Ventrikelquerschnitt. Als möglicher Hinweis auf myokardiale Kontraktionsasymmetrien bzw. -anomalien sollte das Ausmaß einer evt. vorhandenen Flächenmittelpunktsverschiebung untersucht werden.

Die den Sektor-Echokardiogrammen entnommenen Mittelpunktsverschiebungen wurden mittels eines linearen Korrekturfaktors auf die tatsächlich bestehende Größe umgerechnet, die Richtung der Verschiebung, die sich gradmäßig genau angeben ließe, wurde vereinfachend nur in Richtung vierer Quadranten gemäß Abb. 7 angegeben.

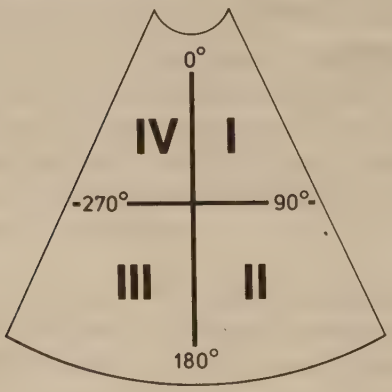

Abb. 7 : Schema der vier Quadranten zur Einteilung der Flächenmittelpunktsverschiebung

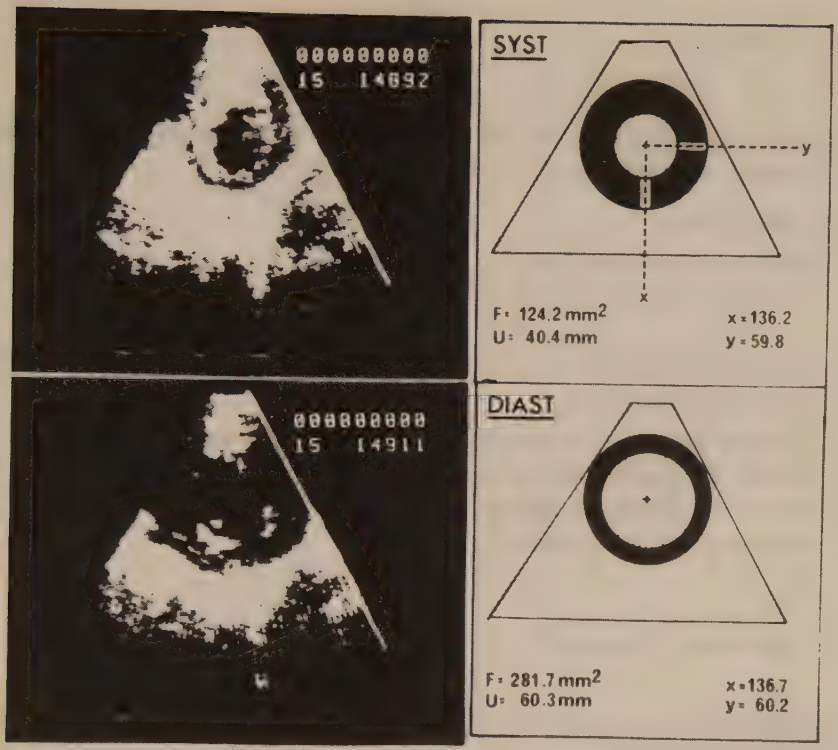

Abb. 8 : Ultraschallschnittbilder des linken Ventrikels in der Systole und in der Diastole. Die Querschnittsfläche des linken Ventrikels beträgt in der Systole 124,2 mm^2, der Umfang 40,4 mm. Die Flächenmittelpunktskoordinaten ergeben sich als x = 136, 2 und y = 59,8. In der Diastole vergrößert sich die Fläche auf 281,7 mm^2, der Umfang auf 60,3 mm. Die x- und y-Koordinaten liegen bei 136,7 und 60,2.

Die diastolisch-systolische Flächenmittelpunktsverschiebung beträgt in diesem Beispiel 1,4 mm (wahre Größe) in Quadrant III.

IV. Ergebnisse

Für jede Patientengruppe wurden nach den vorstehenden Ausführungen die Daten folgender Parameter ermittelt:

Aus dem M-Mode:

1. Ejektionsfraktion (EF_M)
2. Circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit (V_{cfM})

Aus dem Sektor-scan:

1. Ejektionsfraktion (EF_S)
2. Circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit (V_{cfS})
3. Flächenkontraktionsfraktion (FF)
4. Flächenkontraktionsgeschwindigkeit (V_F)
5. Flächenmittelpunktsverschiebung

Statistisches Vorgehen:

Aus diesen Daten wurden für jeden dieser Parameter Mittelwert ($\bar{x}$), Standardabweichung (s) und mittlerer Fehler ($\bar{x}_s$) berechnet.

Die erhaltenen Daten sowie die Ergebnisse ihrer statistischen Weiterberechnung werden in Abb. 9 - Abb. 11 graphisch dargestellt.

Weiter wurden die Daten für jeden der oben aufgeführten Parameter der Patientengruppen 2-6 jeweils auf signifikante Unterschiede gegenüber Patientengruppe 1 (Herzgesunde) geprüft. Außerdem wurden die Werte für EF_M und EF_S sowie V_{cfM} und V_{cfS} innerhalb jeder Patientengruppe auf signifikante Unterschiede geprüft. Dazu wurde zunächst die Prüfung auf Nicht-Normalverteilung nach DAVID, PERSON und STEPHENS für die Werte innerhalb einer Gruppe durchgeführt. Lag Normalverteilung und gleiche Varianz (Nachweis mittels F-Tests) vor, konnte der Student-T-Test angewandt werden. Andernfalls wurde der Rangsummentest (sog. U-Test) nach WILCOXON, MANN und WHITNEY angewandt.

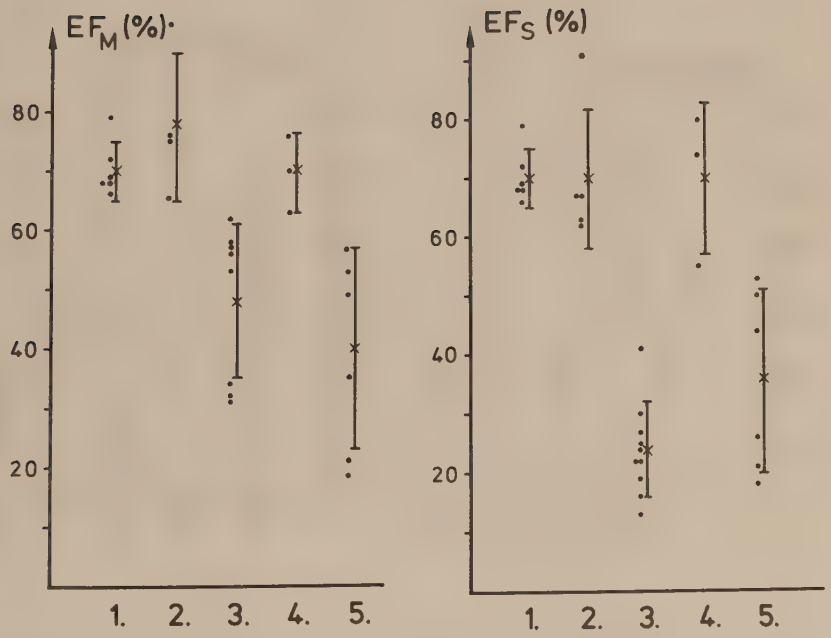

Abb. 9 : Gegenüberstellung von Mittelwert, Standardabweichung und Reichweite der EF_M (links) und EF_S (rechts) für die Patientengruppen 1 bis 5 (Vgl. S. 18)

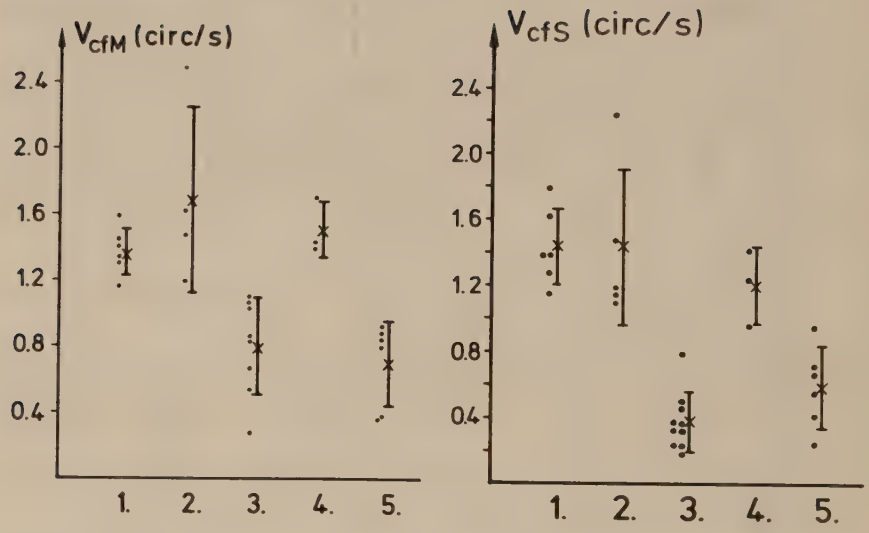

Abb. 10 : Gegenüberstellung von Mittelwert, Standardabweichung und Reichweite der V_{cfM} (links) und V_{cfS} (rechts) für die Patientengruppen 1 bis 5 (Vgl. S. 18).

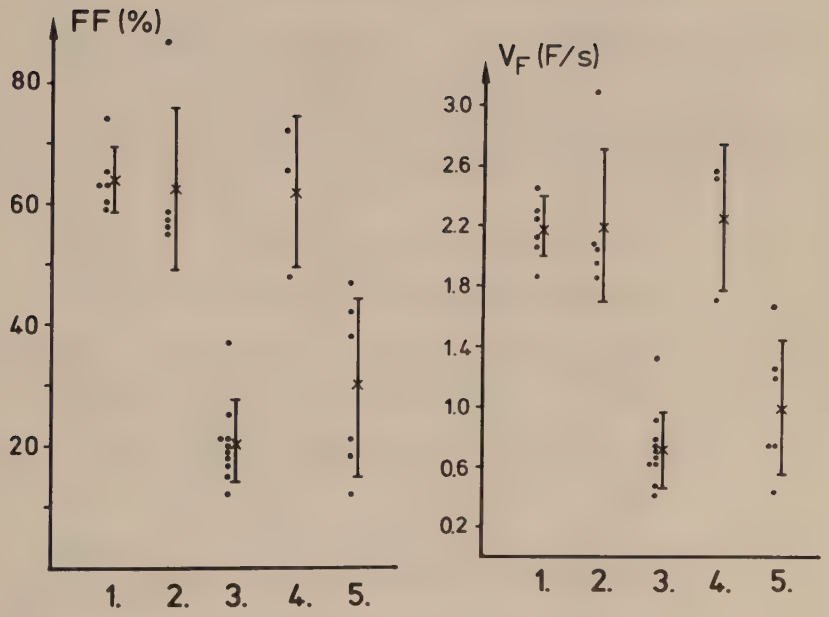

Abb. 11 : Darstellung von Mittelwert, Standardabweichung und Reichweite der FF (links) und V_F (rechts) für die Patientengruppen 1 bis 5 (Vgl. S. 18).

4.1 Werte für Herzgesunde

		M-Mode		Sektor-scan					
Nr.	Pat.	EF_M	V_{cfM}	EF_S	V_{cfS}	FF	V_F	MPV	Quadr.
1	J.F.	68	1.34	65	1.38	59	2.12	1.3	II.
2	H.B.	66	1.31	71	1.79	65	2.30	2.0	IV.
3	M.H.	79	1.59	80	1.62	74	2.46	0.7	III.
4	J.F.	69	1.40	70	1.39	63	2.26	1.9	IV.
5	A.A.	72	1.44	65	1.27	60	2.06	0.6	II.
6	G.M.	68	1.16	70	1.15	63	1.86	0.7	IV.
$\bar{x}$		70.3	1.37	70.2	1.43	64	2.18	1.2	
s		$\pm$ 4.7	$\pm$ 0.14	$\pm$ 5.5	$\pm$ 0.23	$\pm$ 5.4	$\pm$ 0.21	$\pm$ 0.6	
$\bar{x}_s$		$\pm$ 1.9	$\pm$ 0.06	$\pm$ 2.2	$\pm$ 0.1	$\pm$ 2.2	$\pm$ 0.09	$\pm$ 0.2	

Tab. 1 : Vergleichende Darstellung der aus M-Mode und Sektor-scan erhaltenen Werte für Herzgesunde

Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung der Werte für die aus M-Mode (EF_M) und Sektor-scan (EF_S) berechnete Ejektionsfraktion, zwischen denen kein signifikanter Unterschied besteht ($p > 0.05$):

$$EF_M : \bar{x} = 70.3\% \quad , \quad s = \pm 4.7\%$$
$$EF_S : \bar{x} = 70.2\% \quad , \quad s = \pm 5.4\% \quad .$$

Beide Werte liegen im Normbereich, der 65% bis 75% beträgt (42).

Die aus M-Mode (V_{cfM}) und Sektor-scan (V_{cfS}) berechneten Werte für die circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit stimmen ebenfalls gut überein ($p > 0.05$):

$$V_{cfM} : \bar{x} = 1.37 \quad , \quad s = \pm 0.14 \text{ (circ/s)}$$
$$V_{cfS} : \bar{x} = 1.43 \quad , \quad s = \pm 0.23 \text{ (circ/s)} \quad .$$

Beide Werte liegen deutlich über dem für die V_{cf} eingeführten unteren Grenzwert von 1.1 (circ/s) (2).

Die Flächenverkleinerungsfraktion (FF) beträgt im Mittel 64% $\pm$ 5.4% .

Die Flächenkontraktionsfraktion (V_F) beträgt im Mittel 2.18 $\pm$ 0.2 (F/s).

Die Flächenmittelpunktsverschiebung beträgt im Mittel 1.2 mm $\pm$ 0.6 mm ohne feststellbare Bevorzugung eines Quadranten.

Mit dieser Größe liegt die Flächenmittelpunktsverschiebung innerhalb der Meßungenauigkeit der Methode. Bei sechs Messungen am gleichen Bild mit Hilfe des oben beschriebenen Bildauswertungssystems ergab sich eine Standardabweichung für die x- und y- Koordinaten von 0.5 mm. Das entspricht einer Schwerpunktsverschiebung von 0.7 mm. Die bei uns gemessene mittlere Schwerpunktsverschiebung von 1.2 mm liegt daher innerhalb der doppelten Standardabweichung.

4.2 Werte für Patienten mit kompensierten Klappenerkrankungen

		M-Mode		Sektor-scan					
Nr.	Pat.	EF_M	V_{cfM}	EF_S	V_{cfS}	FF	V_F	MPV	Quadr.
1	H.A.	65	1.19	67	1.47	57	2.05	4.4	I
2	U.T.	76	1.62	67	1.18	58	2.07	5.6	II
3	M.K.	Paradox. S.*		63	1.15	55	1.96	3.2	IV
4	A.K.	75	1.47	62	1.10	56	1.86	2.7	III
5	U.F.	95	2.49	91	2.23	87	3.1	2.4	I
$\bar{x}$		77.8	1.69	70	1.43	62.6	2.21	3.7	
s		± 12.5	± 0.56	± 12.0	± 0.47	± 13.7	± 0.51	± 1.3	
$\bar{x}_s$		± 6.3	± 0.28	± 5.3	± 0.21	± 6.1	± 023	± 0.6	

Tab. 2 : Vergleichende Darstellung der aus M-Mode und Sektor-scan erhaltenen Werte für Patienten mit kompensierten Klappenerkrankungen

* Paradoxe Septumbeweglichkeit

Auch in dieser Gruppe liegen die Werte für

$$EF_M : \bar{x} = 77.8\% \quad , \quad s = 12.5\% \qquad \text{und}$$
$$EF_S : \bar{x} = 70.0\% \quad , \quad s = 12.0\%$$

im Normbereich und zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p > 0.05$).

Ebenso zeigen

$$V_{cfM} : \bar{x} = 1.69 \quad , \quad s = \pm 0.56 \text{ (circ/s)} \qquad \text{und}$$
$$V_{cfS} : \bar{x} = 1.43 \quad , \quad s = \pm 0.47 \text{ (circ/s)}$$

keinen signifikanten Unterschied ($p > 0.05$).

Die FF beträgt in dieser Gruppe im Mittel 62.6% $\pm$ 13.7%, die V_F beträgt im Mittel 2.21 $\pm$ 0.51 (F/s).

Die Flächenmittelpunktsverschiebung beträgt im Mittel 3.7 mm $\pm$ 1.3 mm ohne Bevorzugung eines Quadranten. Sie ist signifikant größer als in Gruppe 1 ($p < 0.01$).

Bei einem Patienten zeigte sich eine paradoxe Septumbeweglichkeit, so daß die M-Mode-Werte nicht berücksichtigt werden durften.

Bei dem 5. Patienten handelt es sich um eine juvenile Aortenstenose mit starker konzentrischer Hypertrophie des linksventrikulären Myokards. Sämtliche Funktionsparameter zeigen bei diesem Patienten extrem hohe Werte. Dadurch liegen die Mittelwerte der gesamten Gruppe über den Werten für Herzgesunde.

4.3 Werte für Patienten mit dekompensierten Klappenerkrankungen

		M-Mode		Sektor-scan					
Nr.	Pat.	EF_M	V_{cfM}	EF_S	V_{cfS}	FF	V_F	MPV	Quadr.
1	L.S.	31	0.28	13	0.20	12	0.4	4.5	I
2	W.T.	58	1.09	24	0.22	21	0.74	2.2	II
3	C.S.	57	0.86	30	0.49	25	0.91	3.0	III
4	K.B.	32	0.53	19	0.32	18	0.63	3.1	III
5	G.H.	56	1.04	27	0.36	19	0.66	4.5	IV
6.	K.D.	34	0.67	22	0.38	17	0.71	5.4	III
7	E.B.	53	0.83	22	0.32	20	0.63	11.0	III
8	A.M.	Paradox. S.		41	0.79	37	1.32	2.1	III
9	M.H.	Paradox. S.		25	0.46	21	0.75	12.0	III
10	H.B.	62	1.06	16	0.22	15	0.47	1.3	IV
$\bar{x}$		$\pm$ 47.9	$\pm$ 0.8	$\pm$ 23.9	$\pm$ 0.38	$\pm$ 20.5	$\pm$ 0.72	$\pm$ 4.9	
s		$\pm$ 13.1	$\pm$ 0.29	$\pm$ 7.8	$\pm$ 0.18	$\pm$ 6.8	$\pm$ 0.25	$\pm$ 3.7	
$\bar{x}_s$		$\pm$ 4.6	$\pm$ 0.10	$\pm$ 2.5	$\pm$ 0.06	$\pm$ 2.1	$\pm$ 0.08	$\pm$ 1.1	

Tab. 3 : Vergleichende Darstellung der aus M-Mode und Sektor-scan erhaltenen Werte für Patienten mit dekompensierten Klappenerkrankungen

In dieser Gruppe liegen die Werte für die EF_M und die EF_S erheblich unter der Norm, wobei jedoch die EF_S signifikant niedrigere Werte zeigt als die EF_M ($p < 0.002$ mittels U-Test):

$$EF_M : \bar{x} = 47.9\% \quad , \quad s = \pm 13.1\%$$
$$EF_S : \bar{x} = 23.9\% \quad , \quad s = \pm 7.8\% \quad .$$

Eine Erklärung für die beobachteten Differenzen wird weiter unten gegeben.

In gleicher Weise klaffen

$$V_{cfM} : \bar{x} = 0.8 \quad , \quad s = \pm 0.29 \text{ (circ/s)} \quad \text{und}$$
$$V_{cfS} : \bar{x} = 0.23 \quad , \quad s = \pm 0.18 \text{ (circ/s)} \quad \text{auseinander,}$$

wobei ein hochsignifikanter Unterschied besteht ($p < 0.01$).

Die FF beträgt in Gruppe 3 im Mittel 20.5% $\pm$ 6.8%, die V_F beträgt im Mittel 0.72 $\pm$ 0.25 (F/s).

Die Flächenmittelpunktsverschiebung beträgt im Mittel 4.9 mm $\pm$ 3.7 mm ohne Bevorzugung eines Qudranten. Dieser Wert ist signifikant größer ($p < 0.002$) als bei Herzgesunden.

Bei zwei Patienten dieser Gruppe ergab sich eine paradoxe Septumbeweglichkeit, so daß die M-Mode-Werte nicht berücksichtigt werden durften.

In Abb. 12 zeigt sich bei der Gegenüberstellung der aus M-Mode und Sektor-scan erhaltenen Daten für die Ejektionsfraktion in Form eines Punktwolkenmusters eine klare Abgrenzung der Gruppe 3 (dekompensierte Klappenerkrankungen) von den Gruppen 1 (Herzgesunde) und 2 (kompensierte Klappenerkrankungen) nach beiden Meßmethoden.

In Abb. 13 wird die gleiche Abgrenzung für die circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit deutlich.

Statistisch zeigt dementsprechend Gruppe 2 bei allen vier dargestellten Parametern keinen signifikanten Unterschied zu Gruppe 1 ($p > 0.05$), Gruppe 3 jedoch jeweils einen hochsignifikanten Unterschied zu Gruppe 1 ($p < 0.001$).

Bei der Betrachtung von Abb. 12 und 13 fällt auf, daß bei maßstäblicher 1:1 Darstellung beider Parameter auf der x-Achse ein größerer Abstand zwischen den Punktwolken der Gruppe 2 und 3 besteht als auf der y-Achse. Hieraus kann auf eine größere Trennschärfe der Sektor-scan-Technik geschlossen werden.

Analog zu den schon eingeführten unteren Grenzwerten, bei denen noch ein guter Funktionszustand des linken Ventrikels anzunehmen ist (EF: 65% , V_{cf}:1.1 (circ/s)), ergaben sich bei unseren Patientengruppen ein unterer Normwert für die FF von 45% und für die V_F von 1.6 (F/s). Diese Werte müßten allerdings im Rahmen weiterer Studien an größeren Patientenzahlen geprüft und ggf. korrigiert werden.

Auffällig beim Vergleich der M-Mode- und Sektor-scan-Werte bei dekompensierten Klappenerkrankungen (Gruppe 3) ist die Tatsache, daß die Sektor-scan-Werte in jedem Fall beträchtlich schlechtere Funktionsparameter als die M-Mode-Werte ergeben. Die Ursache hierfür ist darin zu suchen, daß bei dekompensierten Vitien Ventrikeldeformierungen auftreten, so daß die "assumptions" (13) nicht mehr gegeben sind. Zur Illustration sei ein Sektor-scan-Bild mit erklärender Schemazeichnung vorgestellt (Abb. 14), aus dem ersichtlich wird, daß bei einem schweren Klappenfehler während der Systole eine erhebliche Abweichung des linken Ventrikelquerschnitts von der Kreisform auftritt. Die Messungen mittels M-Mode-Echokardiographie können daher für den zu betrachtenden Querschnitt nicht mehr repräsentativ sein. Diese Argumentation entfällt für die Sektor-scan-Untersuchung, da hier der gesamte interessierende Querschnitt betrachtet wird.

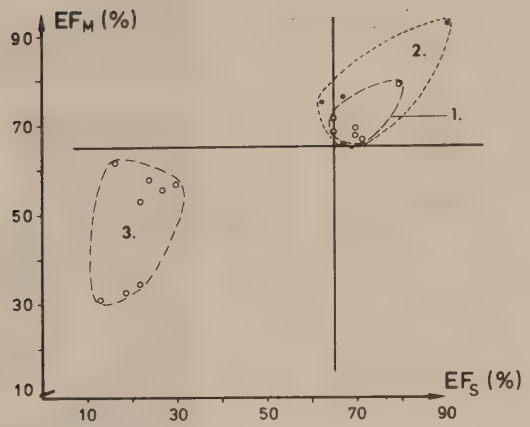

Abb. 12 : Gegenüberstellung der mittels ein- bzw. zweidimensionaler Echokardiographie ermittelten Daten für die Ejektionsfraktion (EF_M , EF_S) der Patientengruppen 1, 2 und 3 (Vgl. S. 18)

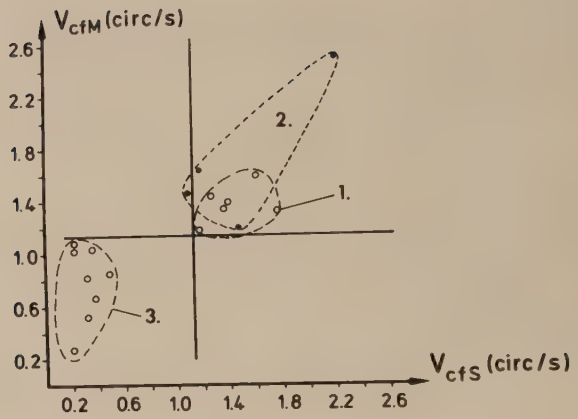

Abb. 13 : Gegenüberstellung der mittels ein- bzw. zweidimensionaler Echokardiographie ermittelten Daten für die circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit (V_{cfM} , V_{cfS}) der Patientengruppen 1, 2 und 3 (Vgl. S. 18)

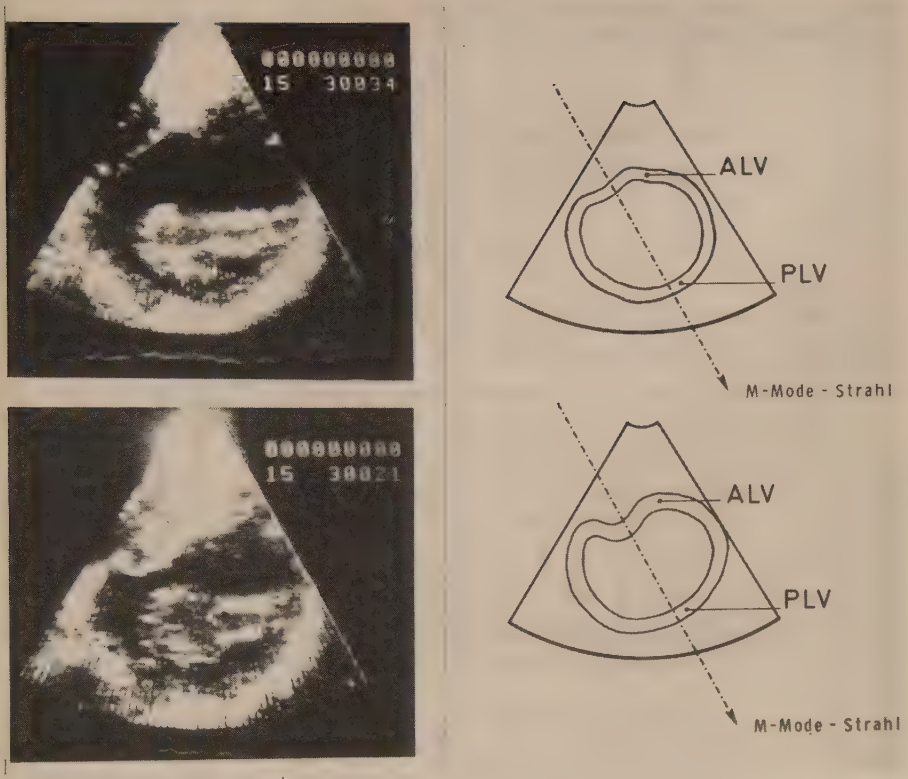

Abb. 14 : Deformierter linker Ventrikel bei einer Patientin mit schwerem Mitralvitium und Aortenklappenvitium
Ultraschallbilder und Schemazeichnungen
oben : Diastole unten : Systole
ALV = linksventrikuläre Vorderwand
PLV = linksventrikuläre Hinterwand

Aus der Abbildung wird die ungefähre Verlaufsrichtung des M-Mode-Strahles ersichtlich in Projektion auf das Sektor-scan-Bild. Die Erfassung eines repräsentativen Querschnittes durch den M-Mode ist hier nicht möglich.

4.4 Werte für Patienten mit kompensierter Kardiomyopathie

		M-Mode		Sektor-scan					
Nr.	Pat.	EF_M	V_{cfM}	EF_S	V_{cfS}	FF	V_F	MPV	Quadr.
1	A.E.	63	1.4	55	0.96	48	1.71	1.6	III
2	R.H.	76	1.7	74	1.24	66	2.54	5.6	I
3	G.Sch.	70	1.43	80	1.41	72	2.57	6.2	I
$\bar{x}$		69.7	1.51	69.7	1.2	62	2.27	4.5	
s		± 6.5	± 0.17	± 13.0	± 0.23	± 12.5	± 0.49	± 2.5	
$\bar{x}_s$		± 3.8	± 0.95	± 7.5	± 0.13	± 7.2	± 0.28	± 1.4	

Tab. 4 : Vergleichende Gegenüberstellung der aus M-Mode und Sektor-scan erhaltenen Werte für Patienten mit kompensierter Kardiomyopathie

In dieser Gruppe liegen sämtliche Werte innerhalb des Normbereiches:

$EF_M : \bar{x} = 69.7\% \quad , \quad s = \pm 6.5\%$ und

$EF_S : \bar{x} = 69.7\% \quad , \quad s = \pm 13.0\%$

zeigen gute Übereinstimmung ($p > 0.05$).

$V_{cfM} : \bar{x} = 1.51 \quad , \quad s = \pm 0.17$ (circ/s) und

$V_{cfS} : \bar{x} = 1.2 \quad , \quad s = \pm 0.23$ (circ/s) zeigen

ebenfalls keinen signifikanten Unterschied ($p > 0.05$).

Die FF beträgt in dieser Gruppe im Mittel 62% $\pm$ 12.5%, die V_F beträgt im Mittel 2.27 $\pm$ 0.49 (F/s).

Die Flächenmittelpunktsverschiebung beträgt in dieser Gruppe im Mittel 4.5 mm $\pm$ 2.5 mm ohne Bevorzugung einer Richtung. Sie ist damit nicht signifikant größer als bei Herzgesunden.

4.5 Werte für Patienten mit dekompensierter Kardiomyopathie

		M-Mode		Sektor-scan					
Nr.	Pat.	EF_M	V_{cfM}	EF_S	V_{cfS}	FF	V_F	MPV	Quadr.
1	E.W.	21	0.38	18	0.24	12	0.43	4.0	III
2	A.B.	35	0.92	26	0.57	21	0.74	2.1	II
3	W.S.	53	0.84	44	0.66	38	1.19	5.9	IV
4	J.M.	57	0.88	50	0.71	42	1.25	2.1	III
5	H.Sch.	18	0.36	21	0.41	18	0.74	0.6	I
6	G.D.	49	0.8	53	0.96	47	1.67	0.4	III
$\bar{x}$		38.8	0.7	35.5	0.59	29.7	1.0	2.5	
s		± 16.7	± 0.26	± 15.5	± 0.25	± 14.5	± 0.45	± 2.1	
$\bar{x}_s$		± 6.8	± 0.10	± 6.3	± 0.10	± 5.9	± 0.18	± 0.9	

Tab. 5 : Vergleichende Gegenüberstellung der aus M-Mode und Sektor-scan erhaltenen Werte für Patienten mit dekompensierter Kardiomyopathie

Im Gegensatz zu der vorangehenden Gruppe liegen in dieser Gruppe alle Werte unterhalb der Normwerte.

$EF_M : \bar{x} = 38.8\%$, $s = \pm 16.7\%$ und
$EF_S : \bar{x} = 35.3\%$, $s = \pm 15.5\%$ zeigen eine gute

Übereinstimmung ($p > 0.05$).

$V_{cfM} : \bar{x} = 0.7$, $s = \pm 0.26$ (circ/s) und
$V_{cfS} : \bar{x} = 0.59$, $s = \pm 0.25$ (circ/s) zeigen

ebenfalls keinen signifikanten Unterschied ($p > 0.05$).

Die FF beträgt in dieser Gruppe im Mittel 29.7% $\pm$ 14.5%, die V_F beträgt im Mittel 1.0 $\pm$ 0.45 (F/s).

Die Flächenmittelpunktsverschiebung zeigt mit 2.5 mm $\pm$ 2.1 mm keinen signifikanten Unterschied zu Herzgesunden, eine bevorzugte Richtung ergab sich in dieser Gruppe nicht.

In Abb. 15 zeigt sich bei der Gegenüberstellung der aus M-Mode und Sektor-scan erhaltenen Daten für die Ejektionsfraktion in Form eines Punktwolkenmusters eine klare Abgrenzung der Gruppe 5 (dekompensierte Klappenerkrankungen) von den Gruppen 1 (Herzgesunde) und 4 (kompensierte Kardiomyopathien) nach beiden Meßmethoden.

In Abb. 16 wird die gleiche Abgrenzung für die circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit deutlich.

Der Abstand der Punktwolkenmuster der Gruppen 4 und 5 auf der x- und y- Achse ist ähnlich. Hieraus kann geschlossen werden, daß die Trennschärfe der Sektor-scan-Untersuchung für diese Fälle der M-Mode-Untersuchung nicht überlegen ist.

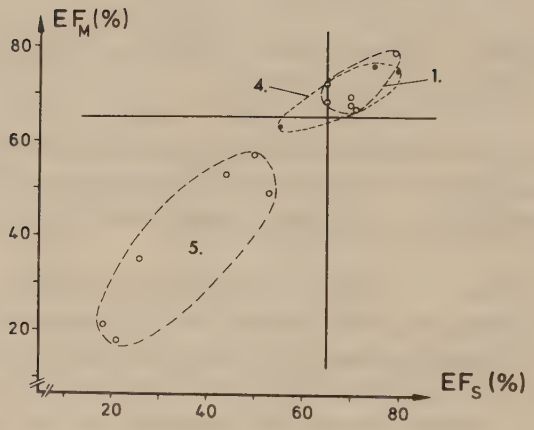

Abb. 15 : Gegenüberstellung der mittels ein- bzw. zweidimensionaler Echokardiographie ermittelten Daten für die Ejektionsfraktion (EF_M, EF_S) der Patientengruppen 1, 4 und 5 (Vgl. S. 18)

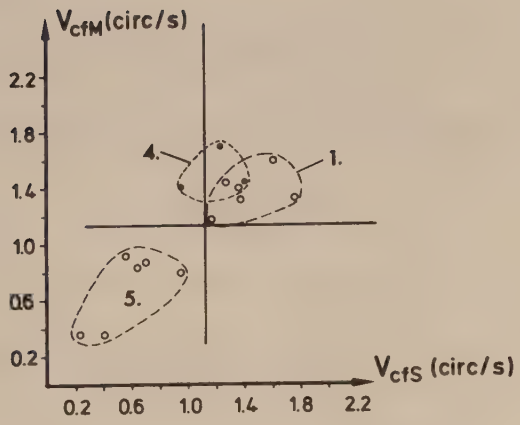

Abb. 16 : Gegenüberstellung der mittels ein- bzw. zweidimensionaler Echokardiographie ermittelten Daten für die circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit (V_{cfM}, V_{cfS}) der Patientengruppen 1, 4 und 5 (Vgl. S. 18)

4.6 Werte für Patienten mit koronarer Herzkrankheit

Nr.	Pat.	EF_S	V_{cfS}	FF	V_F	MPV	Quadr.	Inf.-Lok.
1	H.B.	47	0.75	42	1.50	6.8	I	VW
2	M.L.	14	0.27	12	0.45	9.2	III	Akin. HW
3	J.B.	16	0.12	13	0.46	4.1	I	VW
4	W.B.	43	0.73	35	1.27	4.4	I	VW
5	H.M.	16	0.23	12	0.44	2.7	I	VW
6	A.St.	28	0.45	22	0.80	4.1	I	VW
7	E.E.	25	0.32	21	0.77	2.5	III	HW
8	J.P.	32	0.24	27	0.96	7.1	I	HW + VW
9	R.Sch.	32	0.44	33	1.16	10	I	VW
$\bar{x}$		28.1	0.39	24.1	0.87	5.7		
s		± 11.8	± 0.22	± 10.9	± 0.39	± 2.7		
$\bar{x}_s$		± 3.9	± 0.07	± 3.6	± 0.13	± 0.9		

Tab. 6 : Werte für Patienten mit KHK

In dieser Gruppe wurde wegen regionaler Hypo- bzw. Akinesien von vornherein auf die Berechnung der Funktionsparameter aus dem M-Mode verzichtet (4, 14, 33).

Sämtliche im Sektor-scan erhobenen Werte liegen unterhalb der Normbereiche:

$$EF_S : \bar{x} = 28.1\% \quad , \quad s = \pm 11.8\% \quad ,$$
$$V_{cfS} : \bar{x} = 0.39 \quad , \quad s = \pm 0.22 \quad (circ/s),$$
$$FF : \bar{x} = 24.1\% \quad , \quad s = \pm 10.9\%$$
$$V_F : \bar{x} = 0.87 \quad , \quad s = \pm 0.38 \quad (F/s) \; .$$

Die Flächenmittelpunktsverschiebung beträgt in dieser Gruppe im Mittel 5.7 mm $\pm$ 2.7 mm und ist signifikant höher als bei Herzgesunden. Sie ist in ihrer Richtung stets auf die a- bzw. hypokinetische Zone zu gerichtet, welche sich durch fehlende oder verminderte systolische Wandverdickung dokumentieren läßt (Abb. 17).

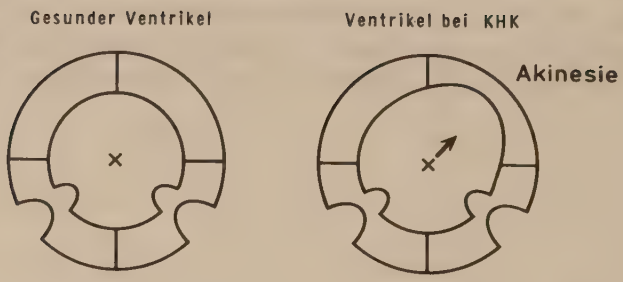

Abb. 17 : Darstellung der konzentrischen Kontraktion bei Herzgesunden und der Flächenmittelpunktsverschiebung auf die a- bzw. hypokinetische Zone zu bei KHK

4.7 Zusammenfassende Darstellung der erhobenen Daten

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
M	6	5	10
♂	4	1	3
♀	2	4	7
Alter	21 - 29	15 - 50	44 - 69
$\bar{m}$	26	31	57
EF_M	70.3	77.8	47.9
(%)	$\pm$ 4.7	$\pm$ 12.5	$\pm$ 13.1
p		$p > 0.05$	$p < 0.001$
V_{cfM}	1.37	1.69	0.8
(circ/s)	$\pm$ 0.14	$\pm$ 0.56	$\pm$ 0.29
p		$p > 0.05$	$p < 0.001$

Tab. 7 : Mittelwert ($\bar{x}$) und Standardabweichungen (s) der mittels ein- und zweidimensionaler Echokardiographie ermittelten Funktionsparameter. p-Werte beziehen sich auf Unterschiede zu Gruppe 1

Fortsetzung Tab. 7

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
EF_S (%) p	70.2 ± 5.5	70.0 ± 12.0 p > 0.05	23.9 ± 7.8 p < 0.001
V_{cfS} (circ/s) p	1.43 ± 0.23	1.43 ± 0.47 p > 0.05	0.38 ± 0.18 p < 0.001
FF (%) p	64.0 ± 5.4	62.6 ± 13.7 p > 0.05	20.5 ± 6.8 p < 0.001
V_F (F/s) p	2.18 ± 0.2	2.21 ± 0.51 p > 0.05	0.72 ± 0.25 p < 0.001
MPV (mm) p	1.2 ± 0.6	3.7 ± 1.3 p < 0.01	4.9 ± 3.7 p < 0.002

Fortsetzung Tab. 7

	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6
m	3	6	9
♂	1	4	8
♀	2	2	1
Alter	27 - 57	23 - 67	45 - 68
$\bar{m}$	40	41	53
EF_M	69.7	38.8	
(%)	± 6.5	± 16.7	
p	$p > 0.05$	$p < 0.001$	
V_{cfM}	1.51	0.7	
(circ/s)	± 0.17	± 0.26	
p	$p > 0.05$	$p < 0.001$	

Fortsetzung Tab. 7

	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6
EF_S (%)	69.7	35.3	28.1
	± 13.0	± 15.5	± 11.8
p	p > 0.05	p < 0.001	p < 0.001
V_{cfS} (circ/s)	1.2	0.59	0.38
	± 0.23	± 0.25	± 0.22
p	p > 0.05	p < 0.001	p < 0.001
FF (%)	62.0	29.7	24.1
	± 12.5	± 14.5	± 10.9
p	p > 0.05	p < 0.001	p < 0.001
V_F (F/s)	2.27	1.0	0.87
	± 0.49	± 0.45	± 0.39
p	p > 0.05	p < 0.001	p < 0.001
MPV (mm)	4.5	2.5	5.7
	± 2.5	± 2.1	± 2.7
p	p > 0.05	p > 0.05	p < 0.002

V. Diskussion

Zur Beurteilung des kardialen Funktionszustandes in der klinischen Herzdiagnostik, zur Verlaufskontrolle angewandter medikamentöser und herzchirurgischer Therapien sowie auch zur pharmakologisch-kardiologischen Forschung ist die Erhebung myokardialer Funktionsparameter erforderlich, die eine Aussage über die vorliegende Kontraktilität ermöglichen soll.

Dabei stellt der Begriff der Kontraktilität einen bisher nicht exakt definierten Sammelbegriff aller im einzelnen heute genau meßbaren Parameter der myokardialen Funktion dar (30). Werte wie Ejektionsfraktion, Faserverkürzungsgeschwindigkeit, Verkürzungsgeschwindigkeit des kontraktilen Elementes, mittlere Austreiberate definieren jeweils einen Teilaspekt des Sammelbegriffes Kontraktilität, die nach den bisher vorliegenden Erkenntnissen nicht als Ergebnis einer spezifischen Kontraktilitätsmessung bestimmt werden kann und auch keine bisher allgemein anerkannte Dimension besitzt; dennoch besteht der Begriff der Kontraktilität des Myokards in der Klinik aufgrund seiner Praktikabilität.

Klinisch gebräuchliche Kontraktilitätsparameter werden eingeteilt in solche der isovolumetrischen Phase der Herzaktion und solche der Austreibungsphase (3,37,40).

Auf die Kontraktilitätsparameter der isovolumetrischen Phase wie z. B. die Verkürzungsgeschwindigkeit des kontraktilen Elementes soll im Rahmen dieser Arbeit nicht eingegangen werden, da zu ihrer Erhebung invasive Verfahren mit Aufzeichnung der Druck-Zeitbeziehung während der isovolumetrischen Phase der Herzkontraktion erforderlich sind und sie daher durch die Echokardiographie nicht erhoben werden können (45).

Als Parameter für die myokardiale Kontraktilität während der Austreibungsphase werden herangezogen die Ejektionsfraktion, die mittlere Austreiberate, d. h. der Quotient aus Schlagvolumenindex

und Austreibungszeit, die mittlere V_{cf} (40) sowie nach BRAUNWALD (3) die maximale Beschleunigung des aortalen Blutflusses.

Auch diese Größen konnten füher ausschließlich mittels invasiver Verfahren bestimmt werden, bei denen intrakardiale Druckverläufe gemessen und Volumenverschiebungen mit verschiedenen Indikatormethoden (Angiokardiographie mit Kontrastmittel und radiologischer Vermessung, Farbstoffverdünnungs- und Thermodilutionsverfahren) errechnet wurden.

Zur klinischen Verlaufskontrolle, zur wiederholten Überprüfung von Befunden sowie zur Beurteilung pharmakologischer Einflüsse auf das Myokard sind jedoch wiederholte Untersuchungen erforderlich, die in Form der Herzkatheterisierung mit ihrer subjektiven Belästigung und ihrer objektiven Gefährdung (41) dem Patienten nicht zugemutet werden können.

Als nicht-invasives Verfahren steht außer der Echokardiographie nur die technisch sehr aufwendige nuklearmedizinische Bestimmung des Volumens und der Volumenänderungsgeschwindigkeit des linken Ventrikels zur Verfügung (12).

Eine Erleichterung stellt daher die Einführung eines nicht-invasiven Verfahrens dar, das an Einfachheit alle bisher verfügbaren übertrifft und mit dem sich beliebig wiederholbar Funktionsparameter des linken Ventrikels zur Beurteilung der myokardialen Kontraktilität gewinnen lassen.

Zunächst ergab sich durch die Einführung der eindimensionalen Echokardiographie die Möglichkeit, die beiden wichtigen Funktionsparameter EF (19,38,39) und V_{cf} (5,6,18,34,36) auf einfache Weise zu bestimmen. Voraussetzung dazu war die Annahme einer bestimmten geometrischen Form des linken Ventrikels, nämlich des Rotationsellipsoides, wie sie auch den angiokardiographischen Berechnungen des Volumes und der Funktionsparameter des linken Ventrikels zugrunde gelegt wird (7,23,28,43,44). Der im M-Mode bestimmbare Ventrikeldurchmesser soll zu diesen Berechnungen einem kleinen Durchmesser des gedachten Rotationsellipsoides entsprechen. Außerdem darf der linke Ventrikel keine regionalen Kontraktionsanomalien aufweisen.

Bei Herzgesunden ergibt sich eine gute Korrelation zwischen den echokardiographisch und angiokardiographisch bestimmten Werten für das Ventrikelvolumen, die Ejektionsfraktion und die circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit (16,17,46).

Die eindimensionale Echokardiographie eignet sich somit zur einfachen und schnellen Beurteilung der linksventrikulären Größe und Funktionsparameter bei allen Patienten, die die genannten Voraussetzungen erfüllen, d. h. deren Ventrikel keine regionalen Kontraktionsanomalien aufweist.

Nachteile und Einschränkungen der eindimensionalen Methode leiten sich von den erforderlichen Voraussetzungen für ihre Anwendbarkeit zu Volumenbestimmung ab. Es ist zu überdenken, ob im gegebenen Fall eine Anwendung des M-Mode bei Volumen- und Funktionsbestimmung zu akzeptablen Ergebnissen führen kann. Auf Seite 4 wurde bereits eine Reihe von Herzerkrankungen aufgeführt, bei denen die M-Mode-Methode zu diesem Zweck nichtanwendbar ist, wie Kardiomegalien, rechtsventrikuläre Volumenüberlastung, paradoxe Septumbeweglichkeit, Linksschenkelblock und koronare Herzerkrankung.

Nachdem die zweidimensionale Sektorechokardiographie mit Erfolg zur Diagnostik bei Herzklappenerkrankungen (24,27) und der KHK

(8,25,26) eingesetzt worden war, schien es sinnvoll, die Verwendbarkeit der neuen Methode zur Bestimmung der linksventrikulären Funktionsparameter zu prüfen.

Mit Hilfe der zweidimensionalen Echokardiographie ist es im Gegensatz zum M-Mode, bei dem jeweils nur zwei Punkte des linken Ventrikels angelotet werden können, möglich, Querschnitt und Umfang des linken Ventrikels direkt darzustellen. Aus der ebenfalls direkt bestimmbaren Querschnittsverkleinerung und Umfangsverkürzung des linken Ventrikels zwischen Diastole und Systole lassen sich EF und V_{cf} sowie als weitere linksventrikuläre Funktionsparameter die Flächenverkleinerungsfraktion und die Flächenkontraktionsgeschwindigkeit als Sektorscan-spezifische Größen berechnen.

In der vorliegenden Arbeit wurden bei 39 Personen mit unterschiedlichem kardialem Zustand jeweils ein- und zweidimensionale Echokardiogramme aufgezeichnet, daraus linksventrikuläre Funktionsparameter berechnet, die erhaltenen Werte miteinander verglichen und auf signifikante Unterschiede geprüft.

Für die neu eingeführten Funktionsparameter FF und V_F wurden entsprechend den bekannten unteren Normalwerten für die EF und V_{cf} analoge Grenzwerte angegeben. Diese müßten später an größeren Patientenzahlen überprüft, ggf. korrigiert werden.

Im Folgenden soll nun eine Deutung der erhobenen Befunde versucht werden. Die linksventrikulären Funktionsparameter sind bei gesunden Herzen sowohl im M-Mode als auch im Sektor-scan mit gleicher Genauigkeit zu erheben. Dies erstaunt nicht, da ja die "assumptions" (13) für gesunde Herzen zutreffen. Das gleiche gilt für kompensierte Klappenerkrankungen und kompensierte Kardiomyopathien, da hier keine gröberen Abweichungen von der Kreisform als einer Grundlage des Rotationsellipsoides auftreten.

Andere Verhältnisse liegen bei dekompensierten Klappenerkrankungen vor. Hier weicht vor allem die systolische Ventrikelquerschnittsfläche in unterschiedlicher Weise von der Kreisform ab, so daß nach FEIGENBAUM (14) die Berechnung linksventrikulärer Funktionsparameter aus dem M-Mode nicht mehr zulässig ist. In dieser Arbeit soll die diagnostische Wertigkeit von M-Mode und Sektorscan-Untersuchungen gegeneinander abgegrenzt werden; daher wurde die Berechnung linksventrikulärer Funktionsparameter in diesen Fällen aus dem M-Mode dennoch durchgeführt, um die erhaltenen Befunde denen der Sektorscan-Untersuchung gegenüberstellen zu können. Es ergab sich eine starke Abweichung der Ergebnisse beider Methoden voneinander, wobei zu fragen ist, warum die Werte voneinander abweichen und warum sie das in der gefundenen Form tun.

Die grundsätzliche Abweichung der Werte voneinander erklärt sich daraus, daß im Sektor-scan die gesamte deformierte Ventrikelquerschnittsfläche erfaßt wird und zur Bestimmung eines Funktionsparameters, der sich nur auf die betrachtete Querschnittsfläche bezieht (V_{cf}), keinerlei zusätzliche Hilfsannahmen im Sinne der genannten "assumptions" gemacht werden müssen.

Bei der Ejektionsfraktion, die eine Volumenberechnung erforderlich macht, wird der relative Fehler bei der zweidimensionalen Methode geringer, da ja beim Sektor-scan bereits die Ausgangswerte genauer, nämlich in zwei Ebenen erhoben werden. Die Erhebung eines fiktiven, gemittelten Radius in die 3. Potenz zum Zwecke der Volumenberechnung ergibt so einen erheblich geringeren Fehler als eine Volumenberechnung mit Hilfe des im M-Mode bestimm-

baren eindimensionalen Radius.

Auffällig ist, daß die Sektor-scan-Untersuchung bei dekompensierten Klappenerkrankungen erheblich schlechtere Werte ergab als die definitionsgemäß nicht zulässige M-Mode-Untersuchung. Dies ist so zu erklären, daß bei Ventrikeldilatationen als Ausdruck einer myokardialen Insuffizienz die exzentrische Dilatation in der Form erfolgt, daß der M-Mode-Strahl offensichtlich den mehr oder weniger ovalär sich verformenden Ventrikelquerschnitt in einer Richtung trifft, in der sich die betrachtete Herzachse stärker verkürzt als es der tatsächlichen und im Sektor-scan beobachteten Flächenverkleinerung entspricht.

In Abb. 14 schneidet der M-Mode-Strahl den Ventrikelquerschnitt im kurzen dargestellten Durchmesser.

Gibt der M-Mode falsch positive Werte, so ist anzunehmen, daß der in Abb. 14 dargestellte linke Ventrikel sich in Richtung des kurzen Durchmessers stärker kontrahiert als es der tatsächlichen Gesamtflächenverkleinerung während der Systole entspricht.

Bei den hier untersuchten Patienten mit dekompensierter Kardiomyopathie ergaben sich keine nennenswerten Differenzen zwischen den Ergebnissen der M-Mode- sowie der Sektor-scan-Untersuchung. Offensichtlich liegt bei diesen Patienten keine Ventrikeldeformität in dem Ausmaß vor, daß hier der beschriebene Mechanismus wirksam werden könnte.

Bei Patienten mit koronarer Herzkrankheit ist die M-Mode-Untersuchung infolge der Möglichkeit des Bestehens regionaler Hypo-, A- und insbesondere Dyskinesien nicht zulässig zur Gewinnung linksventrikulärer Kontraktilitätsparameter (4,14,33).

Auch Sektor-scan-Werte sind in diesen Fällen mit Vorbehalt zu beurteilen, da sie nur für die betrachtete Querschnittsfläche gelten und eine Aussage über die Funktion des gesamten Ventrikels nur mit Unsicherheit gemacht werden kann.

Aus dem Gesagten ergibt sich, daß die Sektor-scan-Untersuchung zur Bestimmung linksventrikulärer Kontraktilitätsparameter der M-Mode-Untersuchung in folgenden Fällen überlegen ist:

1. In Fällen deformierter linker Ventrikel, wie sie bei dekompensierenden Klappenerkrankungen, bei Volumenüberlastungen und Kardiomegalien verschiedener Ursache vorkommen können ($D_1 \neq D_2$, $L / 2 \neq D$).

2. In Fällen paradoxer Septumbewegung, wie sie bei rechtsventrikulärer Volumenüberlastung, bei Erregungsausbreitungsstörungen vom Linksschenkelblocktyp, bei rechtsventrikulärer Herzschrittmacherstimulation und postoperativ nach Herzoperationen bestehen kann.

3. In Fällen koronarer Herzkrankheit, vorwiegend nach manifester Myokardinfarzierung mit den oben erwähnten Einschränkungen.

Die in dieser Arbeit berechnete Größe FF (Flächenkontraktionsfraktion), die bei Berechnung aus den Sektorscan-Werten den Vorteil der mathematischen Unmittelbarkeit und der direkten Anschaulichkeit für sich hat, besitzt datengemäß grundsätzlich die gleiche Genauigkeit wie die entsprechend rückgerechnete Ejektionsfraktion EF.

Sie ist zwar im Ausdruck der zweidimensionalen Sektor-scan-Untersuchung adaequater, jedoch nicht in den klinischen Gebrauch eingeführt und daher unpraktikabel.

Die FF, die eine Aussage nur über den tatsächlich betrachteten Querschnitt macht, gestattet wie auch die Bestimmung der EF aus Sektor-scan- oder M-Mode-Untersuchung eine Bestimmung der Kontraktilität nur mit der Einschränkung, daß diese trotz hoher Werte für die FF ausweislich der Werte der V_{cf} bereits eingeschränkt sein kann.

So kann bei Vitien mit hoher Pendelblutbelastung des linken Ventrikels eine hohe EF bestehen, während die V_{cf} bereits herabgesetzt sein kann, wenn das Myokard zur Ableistung einer bestimmten Arbeit eine längere Zeit benötigt.

Die dargestellte Größe V_F besitzt gegenüber der aus Sektor-scan-Werten berechneten V_{cf} keine Vorteile, da sie mit den gleichen Daten eine Aussage über die gleiche betrachtete Fläche macht.

Bei den hier untersuchten Patienten ergaben sich für die aus dem Sektor-scan berechneten linksventrikulären Funktionsparameter nach Korrelation mit den bekannten M-Mode-Werten folgende Normalwerte:

EF_S	:	65-75%
V_{cfS}	>	1.1 circ/s
FF	>	40%
V_F	>	1.6 F/s

Im Vergleich beider Methoden zur Bestimmung linksventrikulärer Funktionsparameter müssen jedoch auch Nachteile der Sektor-scan-Untersuchung erwähnt werden. So ist neben einer aufwendigen apparativen Ausstattung eine sehr exakte Ausmessung der erhaltenen Bilder möglichst mit Hilfe eines rechnergestützten Bildauswertungssystems erforderlich. Dementsprechend lassen sich nur Echobilder verwerten, die bei guter Qualität eine genaue Festlegung der inneren Ventrikelgrenzen gestatten, wobei die Gewinnung auswertbarer Aufnahmen durch Adipositas, Lungenemphysem oder Thoraxdeformitäten oft erschwert oder unmöglich gemacht werden kann.

Weiterhin sollte es Aufgabe dieser Arbeit sein, die mit der Sektorscan-Untersuchung erstmalig feststellbare sog. Mittelpunktsverschiebung des linken Ventrikels während der Herzkontraktion zu bestimmen.

Es zeigte sich, daß, wie vor der Untersuchung bereits vermutet, bei gesunden Herzen die Kontraktion in der Weise erfolgt, daß keine nennenswerte Verschiebung dieses mit dem rechnergestützten Bildauswertungssystem bestimmten integralen Flächenmittelpunktes entsteht.

So fanden sich bei Herzgesunden maximale Mittelpunktsverschiebungen von real 2 mm in beliebige Richtung.

Da sich die betrachtete Herzebene während der Kontraktion in Längsrichtung verschiebt, besitzt die Schwerpunktswanderung auch eine vertikale Komponente, die jedoch bei den hier durchgeführten Messungen außer Betracht bleiben mußte. Wenn dazu beachtet wird, daß die Bewegungen des Herzens innerhalb des Thoraxraumes und die Atembewegungen die hier gemessene Schwerpunktsverschiebung mitbeeinflussen können, so ist bei Herzgesunden die Mittelpunktsverschiebung zu vernachlässigen. Die hier gemachten Messungen bestätigen die Annahme, daß sich das Herz bei Gesunden annähernd konzentrisch kontrahiert.

Bei Patienten mit koronarer Herzkrankheit war die Mittelpunktsverschiebung signifikant größer als in der vorbetrachteten Gruppe. Die Flächenmittelpunktsverschiebung erfolgte in jedem Falle in Richtung auf eine ebenfalls Sektorscanmäßig nachgewiesene a- oder hypokinetische Zone des Myokards hin (Abb. 17). Die Schwerpunktsverlagerung ist hier Ausdruck der unterschiedlichen Kontraktilität der einzelnen Ventrikelabschnitte. Ihr Ausmaß sollte mit der Größe und Compliance des dyskinetischen Bezirkes korrelieren, was jedoch an größeran Fallzahlen zu überprüfen wäre.

Bei Patienten mit sowohl kompensierten als auch dekompensierten Klappenerkrankungen war die Verlagerung des Flächenmittelpunktes

ebenfalls größer als bei Herzgesunden. Ihre Richtung war jedoch unbestimmt. Möglicherweise sind hierfür nicht unterschiedliche Kontraktilitätsverhältnisse der einzelnen Myokardabschnitte als vielmehr pathologische, bei Herzgesunden nicht auftretende Rotationsbewegungen des Herzens verantwortlich.

VI. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte der Stellenwert der zweidimensionalen Echokardiographie (Sektorscan-Untersuchung) bei der Bestimmung linksventrikulärer Kontraktilitätsparameter im Vergleich zur eindimensionalen Methode (M-Mode-Untersuchung) beurteilt werden.

Hierzu wurden bei insgesamt 39 Patienten mit verschiedenen kardialen Erkrankungen linksventrikuläre Funktionsparameter mittels eindimensionaler M-Mode-Echokardiographie sowie zweidimensionaler Sektor-Echokardiographie bestimmt.

Es wird dargestellt, wie Ejektionsfraktion, circumferentielle Faserverkürzungsgeschwindigkeit und die Sektorscan-spezifischen Größen Flächenverkleinerungsfraktion und Flächenkontraktionsgeschwindigkeit sowie die Flächenmittelpunktsverschiebung während des Herzzyklus im Sektorscan bestimmt werden können.

Es wird dargelegt, daß der inhaerente Vorteil der Sektorscan-Untersuchung durch zweidimensionale Datenerhebung in einer größeren Genauigkeit liegt und daß es mit der Sektorscan-Methode möglich ist, Kontraktilitätsparameter auch dort zuverlässig zu erheben, wo dies mit der eindimensionalen Technik aufgrund des Nichtvorliegens der erforderlichen Voraussetzungen nicht zulässig ist. Damit werden Kontraktilitätsparameter auch bei deformierten linken Ventrikeln, unkoordinierten Kontraktionsabläufen und segmentalen Kontraktionsanomalien, wie sie bei koronarer Herzkrankheit auftreten können, bestimmbar.

VII. Literatur

1. BOM, N., LANCEE, C.T., VAN ZWIETEN, G., KLOSTER, F.E. and ROELANDT, J.:

Multiscan echocardiography. I. Technical description

Circ. 48 (1973) 1066

2. BRAUNWALD, E., ROSS, J., SONNENBLICK, E.H.:

Mechanisms of contraction of the normal and failing heart

Little, Brown and Company, Boston, 2nd edition (1976) 152

3. BRAUNWALD, E., ROSS, J., SONNENBLICK, E.H.:

Mechanisms of contraction of the normal and failing heart

Little, Brown and Company, Boston, 2nd edition (1976) 158

4. BUBENHEIMER, P. in REINDELL, H. und ROSKAMM, H.:

Herzkrankheiten

Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1977) 223

5. COOPER, R., KARLINER, J.S., O'ROURKE, R.A., PETERSON, K.L. and LEOPOLD, G.R.:

Ultrasound determination of mean fiber-shortening rate in man

Amer. J. Cardiol. 29 (1972) 257

6. COOPER, R.H., O'ROURKE, R.A., KARLINER, J.S., PETERSON, K.L. and LEOPOLD, G.R.:

Comparison of ultrasound and cineangiographic meansurements of the mean rate of fiber-shortening in man

Circ. 46 (1972) 914

7. DAVILA, J.C., SAN MARCO, M.E.:

An analysis of the fit of mathematical models applicable to the measurement of the left ventricular volume

Amer. J. Cardiol. 18 (1966) 31

8. EATON, L.W., WEISS, J.L., BULKEY, B.H. GARRISON, J.B. and WEISFELDT, M.L.:

Regional cardiac dilatation after acute myocardial infarction

The New England J. Med. Vol. 300 No. 2 (1979) 57

9. EBINA, T., OKA, S., TANAKA, M.,KOSAKA, S., TERASAWA, Y., UNNO, K., KIKUCHI, D. and UCHIDA, R.:

The ultrasonao-tomography of the heart and great vessels in living human subjects by means of the ultrasonic reflection technique

Jap. Heart J. 8 (1967) 331

10. EDLER, I., GUSTAFSON, A., KARLEFORS, T. and CHRISTENSSONS, B.:

Ultrasound cardiography

Acta Medica Scan. (suppl.) 370 (1961) 68

11. EFFERT, S., ERKENS, H. and GROSSE-BROCKHOFF, F.:

Ultrasonic echo method in cardiological diagnosis

Germ. Med. Mth. 2 (1957) 325

12. EMRICH, D.:

Nuklearmedizinische Diagnostik und Therapie

Georg Thieme Verlag Stuttgart (1976) 87

13. FEIGENBAUM, H.:

Echocardiography

2nd edition, Lea and Febiger, Philadelphia (1976) 317

14. FEIGENBAUM, H.:

Echocardiography

2nd edition, Lea and Febiger, Philadelphia (1976) 318

15. FEIGENBAUM, H.:

Clinical applications of echocardiography

Prog. Cardiovasc. Dis. 14 (1972) 531

16. FEIGENBAUM, H. et al.:

Ultrasound measurements of the left ventricle: A correlative study with angiography

Arch. Intern. Med. 129 (1972) 461

17. FEIGENBAUM, H., WOLFE, S.B., POPP, R.L.,HAINE, C.L. and DODGE, H.T.:

Correlation of ultrasound with angiocardiography in measuring left ventricular diastolic volume

Amer. J. Card. (abstract) 23 (1969) 111

18. FORTUIN, N.J., HOOD, W.P., Jr. and GRAIGE, E.:

Evaluation of left ventricular function by echocardiography

Circ. 46 (1972) 26

19. FORTUIN, N.J., HOOD, W.P., Jr., SHERMAN, E. and GRAIGE,E.:

Determination of left ventricular volumes by ultrasound

Circ. 44 (1971) 575

20. GAULT, J.H., ROSS, J., JR., BRAUNWALD, E.:

The contractile state of the left ventricle in man: Instantaneous tension-velocity-length relations in patients with and without disease of the left ventricular myocardium

Circ. Res. 22 (1968) 451

21. GORLIN, R., ROLETT, E.L., YUBCHAC, P.M., ELLIOTT, W.C.:

Left ventricular volume in man measured by thermodilution

Journ. Clin. Invest. 43 (1964) 1203

22. GRAMIAK, R., WAAG, R.:

Cardiac ultrasound

C.V. Mosby Comp., St. Louis (1975) 122

23. GREENE, D.G., CARLISLE, R., GRANT, C. and BUNNELL, I.L.:

Estimation of left ventricular volume by one-plane cineangiography

Circ. 35 (1967) 61

24. GRUBE, E., SCHULZ, U.:

Bestimmung des Schweregrades von Mitralstenosen mit Hilfe hämodynamischer und echokardiographischer Parameter

Z. Kardiol. 67 (1978) 637

25. GRUBE, E., RICHTER, R., OTTEN, H., JANSON, R., LACKNER, K., SIMON, H. and JÖRGENS, H.:

Darstellung linksventrikulärer Kontraktionsanomalien mit Hilfe der zweidimensionalen Sektor-Echokardiographie

Dt. Med. Wschr. 19 (1979) 703

26. HESTENES, J.D., HENG, M.K., WYATT, H.L., MEERBAUM, S., CORDAY, E., NATHAN, R.:

Circumferential segmental wall motion of the left ventricle estimated from phased-array sector-scan ultrasound images

Amer. J. Cardiol. 41 (1978) 437 (abstract)

27. HENRY, W.L., GRIFFITH, J.M., MICHAELIS, L.L., MC INTOSH, C.L., MORROW, A.G. and EPSTEIN, S.E.:

Measurement of mitral valve orifice area in patients with mitral valve disease by real-time, two-dimensional echocardiography

Circ. 51 (1975) 827

28. JUST, H.J.:

„Herzkatheter"
Studienreihe „Kardiologische Diagnostik"

Boehringer Mannheim (1977)

29. KARLINER, J.S., GAULT, J.J., ECKBERG, D.L., MULLINS, C.B., ROSS, J., Jr.:

Mean velocity of fiber shortening: A simplified measure of left ventricular myocardial contractility

Circ. 44 (1971) 323

30. KATZ, A.M.:

Physiology of the Heart

Raven Press, New York (1977) 165

31. KEIDEL, W.D.:

Über eine Methode zur Registrierung der Volumenänderung des Herzens am Menschen.

Z. f. Kreislaufforschung 39 (1950) 257

32. KING, D.L.:

Cardiac ultrasonography : cross-sectional ultrasonic imaging of the heart

Circ. 44 (1973) 843

33. LINHART, J.E., MINTZ, G.S., SEGAL, B.L., KAWAI, N. and KOLTER, M.N.:

Left ventricular volume measurement by echocardiography: Fact or fiction?

Amer. J. Cardiol. 36 (1975) 114

34. MC DONALD, I.G., FEIGENBAUM, H. and CHANG, S.:

Analysis of left ventricular wall motion by reflected ultrasound: application to assessment of myocardial function

Circ. 46 (1972) 14

35. MEYER, R.A., STOCKERT, J. and KAPLAN, S.:

Echocardiographic determination of left ventricular volumes in pediatric patients

Circ. 51 (1975) 297

36. PARASKOS, J.A., GROSSMANN, W., SALTZ, S., DALEN, J.E., DEXTER, L.:

A noninvasive technique for the determination of velocity of circumferential fiber shortening in man

Cic. 29 (1971) 610

37. PETERSON, K.L., et al.:

Comparison of isovolumetric and ejection phase indices of myocardial performance in man

Circ. 49 (1974) 1088

38. POMBO, J.F., TROY, B.L. and RUSSELL, R.O.:

Left ventricular volumes and ejection fraction by echocardiography

Circ. 43 (1971) 480

39. POPP, R.L. and HARRISON, D.C.:

Ultrasonic cardiac echography for determining stroke volume and valvular regurgitation

Circ. 41 (1970) 493

40. ROSKAMM, H., PETERSEN, J und GÖRNANDT, L. in REINDELL, H., ROSKAMM, H.:

Herzkrankheiten

Springer Verlag, Berlin Heidelberg, New York (1977) 277 f.

41. ROSKAMM, H., PETERSEN, J. und GÖRNANDT, L. in REINDELL, H., ROSKAMM, H.:

Herzkrankheiten

Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1977) 280

42. ROSKAMM, H., PETERSEN, J. und GÖRNANDT, L. in REINDELL, H., ROSKAMM, H.:

Herzkrankheiten

Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1977) 323

43. ROSS, J., Jr., SONNENBLICK, E.H. and COVELL, J.W.:

The architecture of the heart in systole and diastole

Circ. 21 (1967) 409

44. SANDLER, H., DODGE, H.T.:

The use of single plane angiocardiograms for the calculation of the left ventricular volume in man

Amer. Heart J. 75 (1968) 325

45. STEFAN, G.:

Echokardiographie
Studienreihe „Kardiologische Diagnostik"

Boehringer Mannheim (1976) 86

46. REICHHOLZ, L.E., KREULEN, T.H., HERMAN, M.V. and GORLIN, R.:

Problems in echocardiographic volume determinations: echo-angiographic correlations

Circ. (supp. II) 46 (1972) 75 (abstract)

47. WAAG, R., GRAMIAK, R.:

Cine ultrasound cardiography

Rad. 107 (1973) 175

Herrn Priv. - Doz. Dr. E. Grube danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und für die verständnisvolle Hilfe bei der Durchführung der Arbeit.

Desgleichen gilt mein Dank Herrn Professor Dr. N. Hahn für die Unterstützung bei der Datenauswertung.

VIII. Lebenslauf

Am 10. Januar 1947 wurde ich als Tochter des Rechtsanwaltes Dr. Wilhelm Dallinger und seiner Frau Else Dallinger, geb. Grothe in Traunstein geboren.

1950 siedelte die Familie nach Bonn über. Dort besuchte ich von 1953 bis 1957 die Volksschule. Von 1957 an besuchte ich ebenfalls in Bonn den humanistischen Zweig eines Mädchengymnasiums, der Clara-Schumann-Schule, wo ich 1966 die Reifeprüfung ablegte.

Nach zweisemestrigem Musikstudium (Cembalo) in Detmold begann ich im Wintersemester 1967 / 68 mit dem Medizinstudium an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn.

Im Sommer 1968 legte ich die Naturwissenschaftliche Vorprüfung, im Frühjahr 1970 die Ärztliche Vorprüfung ab. Im Frühjahr 1974 schloß ich das Studium mit der Ärztlichen Prüfung ab.

Nach der Approbation (1.6.75) arbeitete ich bis Ende 1976 als Assistenzärztin an der Chirurgischen Abteilung des St. Marien-Hospitals in Bonn. Nach Vertretertätigkeit in einer Allgemeinprxis war ich vom 1.3.77 bis 31.8.77 als Gastärztin an der Kardiologischen Abteilung der Medizinischen Universitätsklinik Bonn tätig. Vom 1.9.77 bis zum 31.5.78 arbeitete ich als Assistenzärztin an der Gynäkologischen Abteilung des St. Josef-Hospitals in Troisdorf.

Um zunächst die Ausbildung zum Arzt für Allgemeinmedizin zu beenden, bin ich seit 1.1.80 in der Kurklinik Drachenfels in Bad Honnef tätig.